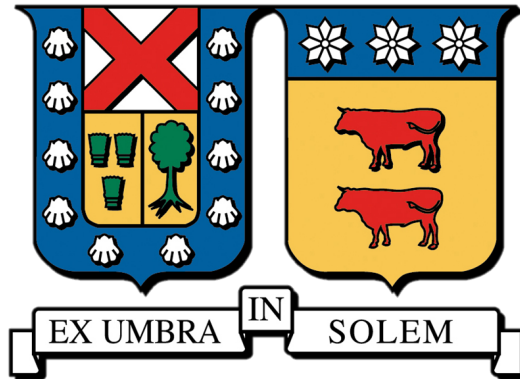


# UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA

Departamento de Física



## Estudio Comparativo de Métodos para la Estimación de Atenuación Ultrasónica en Medios Viscoelásticos

Martina Antonia Macaya Parra

TESIS LICENCIATURA EN FÍSICA

Supervisor: PhD. Sebastián Mendizabal  
Co Supervisor: PhD. Joaquín Mura  
Comité: PhD. Nicolás Viaux  
PhD. Fabiola Pineda

Julio 2026



## CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

### 1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☒ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Estudio Comparativo de métodos para la estimación de atenuación  
ultrasonica en medios viscoelásticos

Nombre del candidato(a): Martina Macaya Parra

Carrera / Grado: Licenciatura en Física

Campus: San Joaquín Departamento: Física

### 2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Sesostian Mendigal Rofre, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a)  
del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

### 3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☒ El trabajo **NO** contiene información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por (marcar una opción):

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

### 4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 22-09-2026 Firma: [Firma]

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 22-09-2026 Firma: [Firma]

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.



# Resumen

La atenuación ultrasónica se ha consolidado como un parámetro cuantitativo fundamental para la caracterización biomecánica y el diagnóstico de patologías tisulares. Esta investigación tiene como objetivo principal implementar, evaluar y contrastar dos enfoques metodológicos para la estimación de la atenuación: el método de Elastografía Ultrasónica de Ondas Transversales (AMUSE) y el método de Desplazamiento Descendente del Centroide Espectral (CDS). La técnica AMUSE aborda la disipación energética de ondas transversales (200 - 450 Hz) inducidas externamente, utilizando captura de imágenes ultrarrápidas y transformadas de Fourier bidimensionales al espacio recíproco para aislar la atenuación por absorción viscosa. En contraste, el método CDS evalúa la propagación de ondas longitudinales de alta frecuencia (en el rango de los megahercios), rastreando el desplazamiento aparente del espectro hacia frecuencias menores, capturando tanto la absorción térmica como la atenuación geométrica.

Las mediciones experimentales se realizaron en: un fantoma viscoelástico de gelatina-grafito, tejido hepático porcino ex-vivo y tejido muscular humano in-vivo. Los resultados indican que, si bien AMUSE es independiente de modelos reológicos clásicos, presenta una alta sensibilidad a las condiciones de contorno y a las reflexiones espaciales de onda. Por su parte, el método CDS demuestra estabilidad frente a variaciones de retrodispersión del medio, pero es severamente susceptible a los efectos de difracción, restringiendo su validez analítica de regresión lineal a la zona focal estricta del haz. Se concluye que ambos métodos son eficaces para cuantificar la pérdida energética, pero representan variables físicas distintas.



# Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que me acompañaron y apoyaron.

A mis profesores, por su constante dedicación, paciencia y guía durante todo mi proceso formativo. En especial, quiero agradecer a mi supervisor Sebastián Mendizabal, y a Juan Pablo Ramos, por sus consejos y por incentivarme a dar lo mejor de mí durante mi desarrollo educativo.

A Gabriel Vásquez, por su invaluable ayuda en el laboratorio. Las largas horas de trabajo experimental, el montaje de los equipos y la preparación de las muestras no habrían sido posibles sin tu disposición y paciencia.

A mis amigos, Constanza y Enzo, que han sido un pilar fundamental durante todo este tiempo en la universidad. Gracias por su apoyo y por las interminables jornadas de estudio. Especialmente a Constanza, por el tiempo que dedicó a ayudarme con las revisiones de esta tesis. También quiero agradecer a Rodrigo por su cariño, su comprensión y paciencia a lo largo de todos estos años.

Finalmente, a las personas más importantes, quiero dedicar este trabajo a mi familia, quienes han sido mi soporte incondicional. Especialmente a mis papás, por darme la invaluable oportunidad de estudiar, por sus esfuerzos y por creer en mí. Todo lo que he logrado hasta hoy no habría sido posible sin ustedes. Un agradecimiento muy profundo a mis abuelos, a mi tía María Araucaria y a mi hermano, por su cariño, su sabiduría y por estar siempre presentes en mi vida.

*Este trabajo es en honor a Noelia*



# Índice general

|                                                                    |           |
|--------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1. Introducción</b>                                             | <b>1</b>  |
| 1.1. Contexto e Historia del Ultrasonido . . . . .                 | 1         |
| 1.2. Objetivos . . . . .                                           | 2         |
| 1.3. Estructura del Documento . . . . .                            | 2         |
| <b>2. Propagación Ondulatoria en el Medio</b>                      | <b>5</b>  |
| 2.1. Ondas Longitudinales y Ondas Transversales . . . . .          | 5         |
| 2.1.1. Ondas Longitudinales . . . . .                              | 5         |
| 2.1.2. Ondas Transversales . . . . .                               | 6         |
| 2.2. Interacción de la Onda Acústica con el Medio . . . . .        | 7         |
| 2.2.1. Impedancia Acústica . . . . .                               | 7         |
| 2.2.2. Reflexión y Transmisión . . . . .                           | 7         |
| <b>3. Teoría Física de la Atenuación</b>                           | <b>9</b>  |
| 3.1. Atenuación por Absorción . . . . .                            | 9         |
| 3.2. Atenuación Geométrica . . . . .                               | 11        |
| 3.2.1. Difracción . . . . .                                        | 11        |
| 3.2.2. Tipos de Scattering . . . . .                               | 12        |
| <b>4. Transductor Ultrasónico</b>                                  | <b>15</b> |
| 4.1. Efecto Piezoeléctrico . . . . .                               | 15        |
| 4.2. Emisión y Recepción de Datos . . . . .                        | 16        |
| 4.2.1. Captura de Pulsos de Radiofrecuencia (RF) . . . . .         | 17        |
| 4.2.2. Imágenes Focalizadas e Imágenes Ultrarrápidas . . . . .     | 17        |
| <b>5. Métodos de Estimación de Atenuación</b>                      | <b>19</b> |
| 5.1. Método AMUSE . . . . .                                        | 19        |
| 5.1.1. Introducción al Método y su Relevancia . . . . .            | 19        |
| 5.1.2. Transformación Bidimensional al Espacio Recíproco . . . . . | 20        |

|           |                                                                            |           |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 5.1.3.    | Estimación de la Atenuación Mediante el Ancho de Banda Espectral . . . . . | 21        |
| 5.2.      | Método CDS . . . . .                                                       | 22        |
| 5.2.1.    | Principios Físicos de la Atenuación en CDS . . . . .                       | 22        |
| 5.2.2.    | Modelo paramétrico del espectro de potencia de la señal RF . . . . .       | 23        |
| 5.2.3.    | Estadísticas de segundo orden del centroide espectral . . . . .            | 24        |
| 5.2.4.    | Estimación de la Atenuación . . . . .                                      | 25        |
| <b>6.</b> | <b>Metodología Experimental</b>                                            | <b>27</b> |
| 6.1.      | Configuración Instrumental . . . . .                                       | 27        |
| 6.1.1.    | Configuración Instrumental AMUSE . . . . .                                 | 27        |
| 6.1.2.    | Configuración Instrumental CDS . . . . .                                   | 29        |
| 6.2.      | Preparación y Propiedades de las Muestras . . . . .                        | 30        |
| 6.3.      | Protocolos de Adquisición . . . . .                                        | 31        |
| 6.3.1.    | Protocolos de Adquisición para el Método AMUSE . . . . .                   | 31        |
| 6.3.2.    | Protocolos de Adquisición para el Método CDS . . . . .                     | 31        |
| 6.4.      | Procesamiento de Señales . . . . .                                         | 32        |
| 6.4.1.    | Procesamiento de Señales AMUSE . . . . .                                   | 32        |
| 6.4.2.    | Procesamiento de Señales CDS . . . . .                                     | 32        |
| <b>7.</b> | <b>Resultados</b>                                                          | <b>35</b> |
| 7.1.      | Resultados Método AMUSE . . . . .                                          | 35        |
| 7.1.1.    | Resultados Fantoma Gelatina-Grafito . . . . .                              | 35        |
| 7.1.2.    | Resultados Tejido Hepático Porcino Ex-vivo . . . . .                       | 39        |
| 7.2.      | Resultados Método CDS . . . . .                                            | 41        |
| 7.2.1.    | Resultados Fantoma Gelatina-Grafito . . . . .                              | 41        |
| 7.2.2.    | Resultados Tejido Hepático Porcino Ex-vivo . . . . .                       | 42        |
| 7.2.3.    | Resultados Músculo Humano In-vivo . . . . .                                | 44        |
| <b>8.</b> | <b>Conclusiones</b>                                                        | <b>47</b> |
| <b>9.</b> | <b>Trabajo a Futuro</b>                                                    | <b>51</b> |
| <b>A.</b> | <b>Grafica AMUSE</b>                                                       | <b>59</b> |
| <b>B.</b> | <b>Preparación Fantoma</b>                                                 | <b>61</b> |
| B.1.      | Preparación Fantoma Agar . . . . .                                         | 61        |

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Contexto e Historia del Ultrasonido

Luego de la Segunda Guerra Mundial, inspirados en la física del sonar y el radar, investigadores comenzaron a visualizar el potencial de las técnicas de pulso-eco para la exploración médica del cuerpo humano. Los cimientos de esta tecnología se remontan a 1945, cuando F. Firestone implementó este principio para la detección de defectos estructurales en metales a través del reflectoscopio. Este sistema empleaba un transductor y un osciloscopio para registrar la amplitud en función del tiempo, lo que se conoce como Modo A [1]. Cuando las versiones comercializadas del ultrasonido comenzaron a aplicarse en el cuerpo humano, se originaron nuevas posibilidades en el diagnóstico médico, desde la primera ecocardiografía en 1953 hasta el desarrollo de la elastografía ultrasónica en 1995 [2].

A diferencia de otras modalidades radiológicas que emplean radiación electromagnética ionizante, como los Rayos X o la Tomografía Computarizada, el ultrasonido se fundamenta en la emisión y recepción de ondas mecánicas. Esta técnica garantiza un perfil no invasivo y seguro, ausente de efectos biológicos acumulativos perjudiciales. Esta característica, combinada con su portabilidad y la capacidad de visualizar imágenes en tiempo real, ha posicionado al ultrasonido como una de las herramientas esenciales en el diagnóstico médico, representando aproximadamente el 25 % de todas las exploraciones por imágenes realizadas a nivel mundial [3].

Históricamente, la ecografía se ha centrado en proporcionar una visualización anatómica cualitativa. Sin embargo, en las últimas décadas el ultrasonido ha evolucionado hacia la caracterización cuantitativa de los tejidos, extrayendo información biomecánica. Un parámetro que se obtiene de este análisis es la atenuación del pulso ultrasónico o de la onda que se transmite por el medio. La magnitud de este valor se ha utilizado para extraer información de las propiedades mecánicas y estructurales de los biomateriales. De este modo, la cuantificación de la atenuación permite inferir

el estado patológico de los tejidos de manera objetiva, superando las limitaciones cualitativas y la subjetividad inherente de la evaluación médica tradicional mediante palpación o compresión manual.

## 1.2. Objetivos

La atenuación se ha consolidado como un parámetro fundamental para la caracterización biomecánica y el diagnóstico del estado patológico de los tejidos. Dada su relevancia clínica y física, es importante analizar a profundidad las metodologías cuantitativas empleadas para extraer este coeficiente. En este contexto, el objetivo principal de esta investigación es implementar, evaluar y contrastar dos enfoques analíticos e instrumentales en la estimación de la atenuación: el método AMUSE (*Attenuation Measuring Ultrasound Shearwave Elastography*) y el método CDS (*centroid downshift method*).

Se busca analizar el comportamiento de las ondas transversales inducidas externamente en un rango de frecuencias de 200 a 450 Hz bajo el enfoque de AMUSE, por medio de un fantoma viscoelástico y un tejido hepático porcino ex-vivo. Contrastándolo con la propagación de pulsos longitudinales de alta frecuencia característicos del método CDS; utilizando para las mediciones un fantoma viscoelástico, un hígado de cerdo ex-vivo y el tejido muscular humano in-vivo. A través de este análisis, se pretende determinar de qué forma las metodologías de adquisición y las condiciones de frontera potencian o limitan la extracción del coeficiente de atenuación.

Finalmente, se establece como objetivo desarrollar una comparación conceptual e instrumental derivado de la aplicación de ambas técnicas. Esta comparación busca diferenciar desde la física ondulatoria los mecanismos de atenuación que dominan en cada medición.

## 1.3. Estructura del Documento

El presente documento se estructura en nueve capítulos principales, comenzando con los fundamentos físicos y teóricos de las ondas ultrasónicas hasta finalizar con una discusión de los resultados de atenuación y los posibles trabajos futuros.

Tras esta introducción, el Capítulo 2 establece las bases de la propagación ondulatoria en el medio, definiendo el comportamiento cinemático de las ondas longitudinales y transversales. Adicionalmente, se detalla la interacción de la onda con la materia a través de propiedades como la impedancia acústica y el análisis de los fenómenos de reflexión y transmisión de la energía en las interfaces del medio.

Posteriormente, el Capítulo 3 profundiza la teoría de la atenuación, desglosando los dos mecanismos fundamentales: la atenuación por absorción y la atenuación geométrica. El Capítulo 4 describe el funcionamiento del transductor ultrasónico, explicando el efecto piezoeléctrico como el mecanismo responsable de la emisión y recepción de las ondas. En este capítulo se detalla la captura de radiofrecuencia (RF), además de establecer la distinción entre la formación de imágenes focalizadas y las imágenes ultrarrápidas.

El Capítulo 5 representa el núcleo analítico de la investigación, donde se exponen rigurosamente el formalismo matemático y físico de los dos métodos de estimación de atenuación utilizados. El Capítulo 6 continúa con la metodología experimental implementada, especificando la configuración instrumental requerida, los protocolos de adquisición de datos y el procesamiento de señales característico de cada técnica, junto con la preparación y las propiedades viscoelásticas de las muestras estudiadas.

En el Capítulo 7 se presentan los resultados obtenidos. Inicialmente, se reportan los hallazgos del método AMUSE aplicados sobre un fantoma de gelatina-grafito y en tejido hepático porcino ex-vivo. Luego se presentan las mediciones obtenidas mediante el método CDS en dichos medios e incorporando el análisis en el tejido muscular humano in-vivo.

Para concluir, el Capítulo 8 sintetiza las conclusiones derivadas de la comparación instrumental y la sensibilidad física de ambos modelos. El documento finaliza con el Capítulo 9, que plantea las perspectivas de investigación y el trabajo a futuro en el desarrollo de estos métodos.



# Capítulo 2

## Propagación Ondulatoria en el Medio

### 2.1. Ondas Longitudinales y Ondas Transversales

Para comprender la interacción de las ondas con medios materiales, como los fantasmas viscoelásticos y los tejidos biológicos, es necesario modelar y describir la cinemática de los dos modos de propagación ondulatoria que pueden coexistir en el medio: las ondas longitudinales y las ondas transversales. Cada uno de estos modos posee dinámicas de propagación, mecanismos de disipación energética y velocidades distintas.

#### 2.1.1. Ondas Longitudinales

Las ondas longitudinales, también denominadas ondas de compresión, se caracterizan por el hecho de que las partículas del material oscilan en una dirección paralela a la dirección de propagación de la energía. Cuando la onda atraviesa el medio, las partículas son desplazadas de su punto de equilibrio original con una amplitud de desplazamiento ( $u$ ) y una velocidad ( $v$ ). La perturbación avanza a por el material con una velocidad de fase o velocidad de propagación longitudinal ( $c_L$ ). Esta velocidad se describe matemáticamente mediante la siguiente expresión [1]:

$$c_L = \sqrt{\frac{\gamma B_T}{\rho}}, \quad (2.1)$$

donde  $\gamma$  es la relación del calor específico,  $\rho$  a la densidad y  $B_T$  corresponde al módulo isotérmico de compresibilidad. En tejidos biológicos blandos, debido a su alto contenido de agua, la velocidad longitudinal en estos medios es estable por lo que es posible aproximarla a un valor estándar de  $c_L \approx 1540$  m/s.

Físicamente, este movimiento oscilatorio de las partículas genera fluctuaciones en el medio,

creando zonas alternas de alta presión (compresiones) y baja presión (rarefacciones). Esta dinámica de la onda también puede ser descrita en términos de la presión acústica ( $p$ ). Para el caso de una onda plana, monocromática y unidimensional que se propaga a lo largo del eje  $z$  en un medio homogéneo y no atenuante, la presión se formula como:

$$p(z, t) = P \cos(\omega t - k_L z), \quad (2.2)$$

donde  $P$  es la amplitud máxima de la onda,  $\omega = 2\pi f$  es la frecuencia angular de la onda y  $k_L = \omega/c_L$  es el número de onda longitudinal.

### 2.1.2. Ondas Transversales

Las ondas transversales o de corte presentan un desplazamiento de las partículas perpendicular a la dirección en la que viaja la energía. Estas ondas inducen una deformación por cizalladura en la estructura del medio.

En los fluidos ideales, este tipo de ondas no puede propagarse, ya que los fluidos carecen de la capacidad de presentar esfuerzos de corte. Sin embargo, en sólidos y en medios biológicos blandos viscoelásticos, que poseen una red estructural elástica y viscosa, si es posible inducir y observar ondas transversales. La velocidad de fase de estas ondas de corte ( $c_S$ ) está determinada por el módulo de corte ( $\mu$ ) y la densidad ( $\rho$ ), por medio de la relación entregada por [2]:

$$c_S = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}. \quad (2.3)$$

Existe una diferencia de varios órdenes de magnitud entre la velocidad longitudinal y la velocidad transversal en los tejidos blandos. Debido a que el módulo de corte es menor en comparación con el módulo de compresibilidad, la onda de corte se propaga extremadamente lento, alcanzando velocidades típicas del orden de 1 a 10 m/s, en comparación con la velocidad de 1540 m/s de la onda longitudinal.

Si consideramos una onda transversal que se propaga en la dirección  $z$ , el campo de desplazamiento transversal de las partículas se produce a lo largo de la dirección  $x$ . Para un medio homogéneo y puramente elástico, este desplazamiento transversal unidimensional  $u(x, t)$  se modela como [2]:

$$u(z, t) = u_0 \cos(\omega t - k_S z), \quad (2.4)$$

donde la variable  $u_0$  representa la amplitud transversal inicial y  $k_S$  es el número de onda de corte.

En el ámbito del ultrasonido diagnóstico convencional, donde las frecuencias empleadas son del orden MHz, las ondas transversales generadas se disipan casi instantáneamente. Esto ocurre porque la atenuación de las ondas de corte a altas frecuencias es extremadamente fuerte, produciendo una contribución despreciable de las ondas de corte en la formación de imágenes médicas. Sin embargo, a frecuencias bajas las ondas transversales logran propagarse a distancias medibles [2]. Esta propiedad es utilizada en elastografía, para obtener las propiedades viscoelásticas del material.

## 2.2. Interacción de la Onda Acústica con el Medio

### 2.2.1. Impedancia Acústica

La impedancia acústica, denotada como  $Z$ , representa la resistencia que opone un medio al paso de una onda. En el caso de ondas longitudinales, esta resistencia se manifiesta en los ciclos de compresión y rarefacción.

Para ondas planas viajando por un medio semi-infinito, la impedancia acústica característica se define matemáticamente como el producto entre la densidad del medio ( $\rho$ ) y la velocidad de la onda ( $c$ ):

$$Z = \rho c. \quad (2.5)$$

Como se estableció anteriormente, la dinámica ondulatoria se separa en la existencia de ondas longitudinales y ondas transversales, por lo que el medio puede presentar dos tipos de impedancias relacionadas a cada onda. Sin embargo, en el contexto de ondas ultrasónicas, la impedancia acústica longitudinal  $Z_L = \rho c_L$  es el parámetro dominante.

Dado que los tejidos blandos están compuestos por un alto contenido de agua, sus densidades y velocidades longitudinales son extremadamente similares, lo que resulta en valores de impedancia muy cercanos entre sí. A pesar de esta homogeneidad macroscópica, son las variaciones microscópicas de  $Z$  en las interfaces celulares y tisulares las que originan un contraste acústico, permitiendo diferenciar estructuras biológicas internas mediante el ultrasonido.

### 2.2.2. Reflexión y Transmisión

Cuando una onda se propaga a través de un tejido biológico o un fantoma heterogéneo, interactúa con fronteras que separan regiones de distintas propiedades mecánicas. Si una onda acústica incidente, que se propaga a través de un medio 1 (caracterizado por una impedancia  $Z_1$  y una velocidad  $c_1$ ), incide sobre una interfaz que delimita un medio 2 (con impedancia  $Z_2$  y velocidad  $c_2$ ), la energía del haz se divide. Una fracción de la energía se refleja hacia la fuente de emisión, fenómeno que se define

como reflexión; mientras que la energía restante logra cruzar la frontera y continúa propagándose por el segundo medio, lo que se denomina transmisión. Este mecanismo es la base de la formación de imágenes y de la detección de estructuras internas en el ultrasonido.

La proporción exacta de la amplitud de la onda acústica que se refleja y se transmite depende del cambio de impedancias entre los medios. Según la literatura [3], si se asume una onda plana que incide en el medio con incidencia normal, el coeficiente de reflexión, definido como  $R$  se expresa como:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (2.6)$$

con  $P_i$  como la amplitud de la onda incidente y  $P_r$  es la amplitud de la onda reflejada. De esta ecuación se deduce que si ambos medios poseen la misma impedancia, entonces  $R = 0$ , lo que implica que la onda se transmite en su totalidad al segundo medio sin producir eco o pérdida de energía en la frontera.

La amplitud de la onda incidente se relaciona con la amplitud de la onda transmitida ( $P_t$ ) a través del coeficiente de transmisión ( $T$ ), que se expresa como:

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.7)$$

Sin embargo, en el interior de los tejidos biológicos los frentes de onda ultrasónicas frecuentemente inciden sobre las estructuras en un ángulo. Si la onda impacta con un ángulo incidente  $\theta_i$  respecto a la normal de la superficie, los frentes de onda experimentan una desviación al ingresar al segundo medio. El nuevo ángulo de propagación, denominado ángulo transmisión  $\theta_t$ , se deriva de la Ley de Snell, la cual demuestra que la desviación del haz transmitido depende de las diferencias entre las velocidades de propagación de ambos medios [3]. Incorporando esta dependencia angular, el coeficiente de reflexión es:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}, \quad (2.8)$$

Igualmente, es posible definir el coeficiente de transmisión ( $T$ ) respecto a los ángulos incidentes y transmitidos. Es importante destacar que existe una restricción relacionada con las velocidades  $c_1$  y  $c_2$ :

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \begin{cases} \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}, & c_1 \geq c_2 \text{ o } \theta_i \leq \sin^{-1} \left( \frac{c_1}{c_2} \right), \\ 0, & c_1 < c_2 \text{ y } \theta_i > \sin^{-1} \left( \frac{c_1}{c_2} \right). \end{cases} \quad (2.9)$$

# Capítulo 3

## Teoría Física de la Atenuación

Tal como se estableció en el análisis de la propagación ondulatoria, las ondas longitudinales y transversales viajan a través de los medios induciendo desplazamientos y variaciones de presión. En un medio ideal y puramente elástico, la energía se conservaría durante la propagación. Sin embargo, los medios reales, como los fantasmas y los tejidos biológicos, son inherentemente viscoelásticos y exhiben un comportamiento no conservativo. A medida que la onda viaja su amplitud disminuye progresivamente; este fenómeno físico es conocido como atenuación.

La atenuación total de un haz ultrasónico es el resultado de la combinación de dos mecanismos principales: la atenuación por absorción ( $\alpha_{abs}$ ) y la atenuación geométrica ( $\alpha_{scat}$ ). Matemáticamente, se expresa como[2]:

$$\alpha_T = \alpha_{abs} + \alpha_{scat}. \quad (3.1)$$

Cada tejido y órgano presenta valores propios de atenuación ( $\alpha_T$ ) [4]. Una alteración en este coeficiente indicaría cambios en las propiedades mecánicas y estructurales de los tejidos, los cuales se relacionan con numerosas patologías, tales como la fibrosis hepática, la cirrosis y cánceres de mama o de tiroides.

### 3.1. Atenuación por Absorción

La absorción se define como el proceso termodinámico mediante el cual la energía mecánica de la onda acústica se disipa y se transforma en calor. Como se detalla en la literatura [1], esta pérdida energética surge principalmente debido a la fricción interna, la viscosidad, y los procesos de relajación molecular del material. La constitución bioquímica del tejido determina la magnitud de esta absorción, los tejidos con una alta concentración de proteínas estructurales poseen un coeficiente mayor en comparación con aquellos que se encuentran dominados por un alto contenido de agua [4].

Para modelar la absorción es necesario modificar la ecuación de onda acústica clásica. Al considerar una onda plana a una frecuencia única ( $f_c$ ) que viaja una distancia  $z$ , el efecto disipativo asociado a la fricción interna y la viscosidad del tejido se incorpora multiplicando la amplitud por un factor de atenuación por absorción ( $\alpha_{abs}$ ) [1]:

$$A(z, t) = A_0 e(i(\omega_c t - kz)) e^{(-\alpha z)}. \quad (3.2)$$

El factor de atenuación  $\alpha$  puede expresarse en dos unidades distintas: Nepers (Np) y decibel (dB). Como se detalla en [1], ambas unidades miden la misma caída de energía, pero desde bases matemáticas diferentes.

El Neper (Np) es la unidad matemáticamente natural y adimensional que surge directamente de la solución analítica de la ecuación diferencial de onda amortiguada. Si se mide la razón de de amplitudes  $A_0$  y  $A$  a una distancia  $z$ , la atenuación en Nepers se define mediante el logaritmo natural:

$$\alpha[\text{Np/cm}] = \frac{1}{z} \ln \left( \frac{A_0}{A} \right) \quad (3.3)$$

Por otro lado, se encuentra las mediciones DeciBeles (dB), que se fundamenta en el logaritmo en base 10 y describe una razón de potencias o intensidades ( $I$ ). Dado que la intensidad acústica es proporcional al cuadrado de la amplitud de la presión, la atenuación en decibels se define como:

$$\alpha[\text{dB/cm}] = \frac{10}{z} \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) = \frac{20}{z} \log_{10} \left( \frac{A_0}{A} \right) \quad (3.4)$$

La conversión matemática entre ambas unidades se obtiene mediante el cambio de base logarítmica

$$1 \text{ Np} = 20 \log_{10}(e) \text{ dB} \approx 8,686 \text{ dB}$$

Se puede observar las diferencias entre las unidades de medición de atenuación en la Figura 3.1.

El factor de atenuación ( $\alpha$ ) se ha demostrado empíricamente [4] que no es una constante estática, sino que depende fuertemente de la frecuencia de la onda incidente. En tejidos blandos esta dependencia obedece la ley de potencias, que se modela como:

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 |f|^y \quad (3.5)$$

donde  $\alpha_0$  comúnmente es cero para el régimen de propagación ultrasónica,  $\alpha_1$  es el coeficiente de atenuación específico del material y  $y$  es el exponente que caracteriza el comportamiento disipativo del medio. Para los tejidos blandos este exponente  $y$  tiene un valor entre 1 y 2.

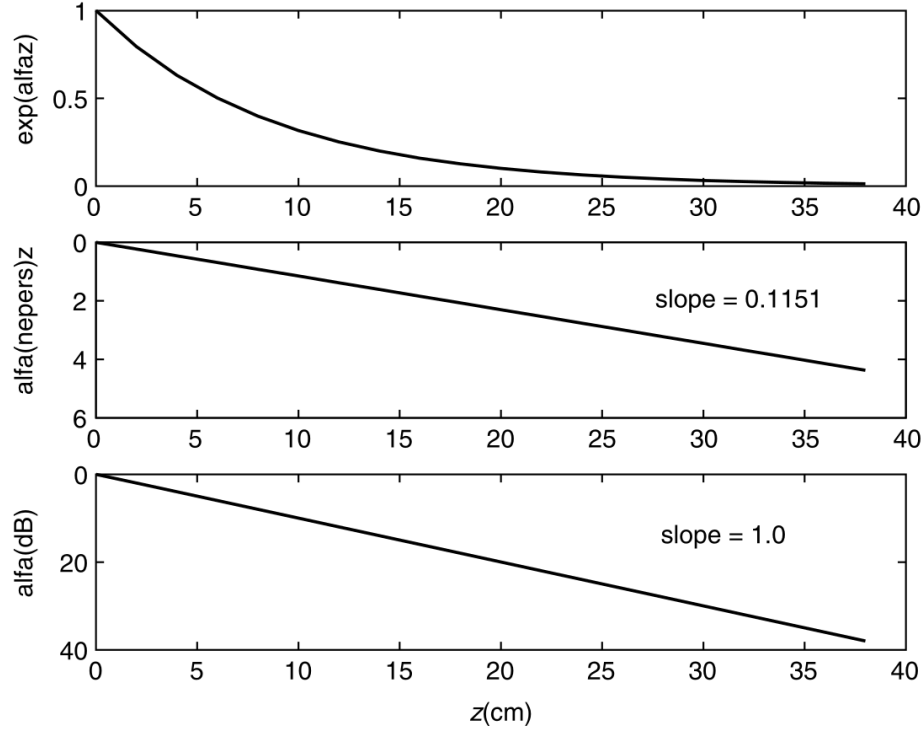


Figura 3.1: Constante de absorción en función de la profundidad en escala lineal, escala dB, y escala Np. De Szabo, T. L. (2014) In Diagnostic ultrasound imaging: Inside out.

## 3.2. Atenuación Geométrica

En la formulación de la atenuación por absorción, se demostró que la viscosidad del medio convierte irreversiblemente la energía mecánica en calor. Sin embargo, en un material real tridimensional la disminución de la intensidad acústica medida no se debe exclusivamente a factores termodinámicos, sino que también existe una pérdida de energía debido a la redistribución espacial de la onda acústica.

A este fenómeno se le denomina atenuación geométrica ( $\alpha_{scat}$ ). Esta se caracteriza en la disminución de la intensidad del haz al interactuar con macroestructuras y microestructuras del medio o por la expansión del frente de onda. Este decaimiento se define por cuatro mecanismos físicos fundamentales: divergencia, scattering especular, scattering difusivo y scattering difractivo.

### 3.2.1. Difracción

De acuerdo a la literatura [1], la difracción es el proceso de interferencia de múltiples fuentes puntuales secundarias que irradian ondas esféricas. La superposición de estas ondas da origen a un campo acústico complejo, según el principio de Huygens-Fresnel se dividen en dos regiones fundamentales: campo de Fresnel y campo de Fraunhofer.

La zona de Fresnel o campo cercano, se comprende como la región adyacente al transductor. En esta zona existen interferencias constructivas y destructivas complejas, con perfiles de intensidades máximos y mínimos abruptos, como se observa en la Figura 3.2. Es importante destacar que, en esta región, no existe una atenuación geométrica global relacionada con la divergencia, sino fluctuaciones locales en la distribución de la energía.

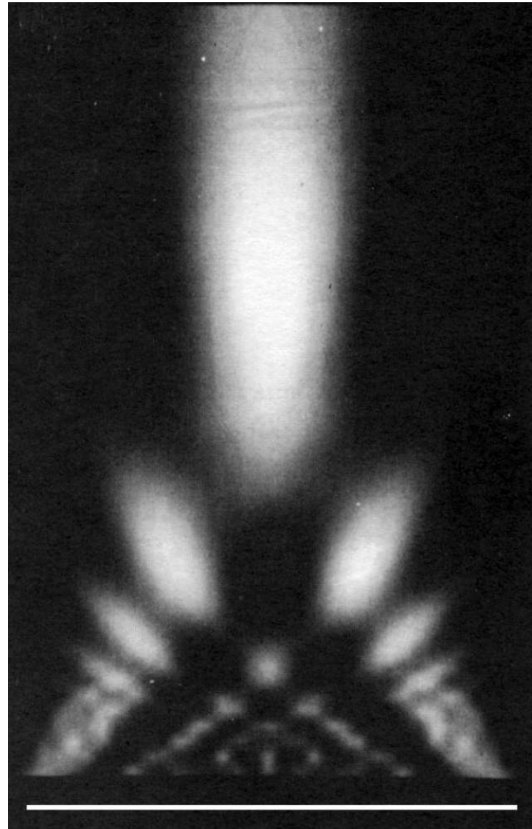


Figura 3.2: Vista superior de un campo difractado por una abertura lineal. De Szabo y Slobodnik (1973).

A medida que la onda avanza y supera la distancia focal, el campo acústico experimenta una transición a la zona de Fraunhofer. En este campo, las diferencias de fases entre las fuentes secundarias varían de manera suave, provocando que el haz comience a divergir y adquiriera una geometría de expansión (Figura 3.2). Es precisamente en esta región donde la atenuación geométrica por divergencia domina la propagación.

### 3.2.2. Tipos de Scattering

El Scattering ultrasónico depende de la relación geométrica entre las dimensiones o la rugosidad del objeto y la longitud de onda del haz incidente. Los objetos interactuantes pueden clasificarse,

de manera general, en tres grupos principales: aquellos cuyas dimensiones son significativamente mayores que la longitud de onda, aquellos que son extremadamente menores que la longitud de onda y aquellos que se encuentran entre ambos extremos. A continuación, se analizan los efectos físicos en cada grupo de interacción, siguiendo las etiquetas descritas en [1].

## Scattering Especular

Para que un scattering sea catalogado físicamente como especular o reflexión especular, la dimensión característica de la interfaz debe ser significativamente mayor que la longitud del haz ultrasónico incidente [1]. En este límite geométrico, donde la longitud de onda es considerablemente menor que el objeto, el proceso de reflexión puede aproximarse mediante rayos que inciden sobre el objeto. De este modo, el frente de onda dispersado es una réplica de la forma del objeto.

Al irradiar sobre una superficie especular con un ángulo de incidencia en particular, la fracción de la onda dispersada hacia adelante cancela la onda incidente detrás del objeto. Cuando la energía se refleja en su totalidad, se genera una sombra geométrica. Desde la perspectiva de la atenuación, la formación de una sombra acústica representa el caso extremo de atenuación geométrica por reflexión especular total.

## Scattering Difusivo

En la sección anterior se estableció que el scattering especular ocurre cuando la onda incide sobre una superficie macroscópica. Sin embargo, los tejidos biológicos y los fantasmas viscoelásticos no son medios perfectamente homogéneos; en su interior presentan microestructuras o irregularidades. Cuando la onda interactúa con estas estructuras, cuyas dimensiones son significativamente menores que las longitudes de onda incidente, el fenómeno físico dominante es la dispersión acústica o scattering difusivo [1].

A diferencia de la reflexión especular que redirige el haz en un ángulo definido, el scattering difusivo provoca reflexiones individuales producidas por las irregularidades de la superficie del objeto, irradiando fracciones de la energía acústica incidente en todas las direcciones del espacio. En tejidos biológicos estos dispersores corresponden a agrupaciones celulares, en el caso de los fantasmas estos suelen ser partículas de grafito suspendidas en el medio.

Lord Rayleigh (Strutt, 1871) y Morse y Ingard (1968) derivaron una expresión analítica para cuantificar la razón entre la intensidad de la onda dispersada ( $I_s$ ) y la intensidad de la onda incidente ( $I_i$ ). Para un dispersor esférico de radio  $a$ , con propiedades elásticas de densidad y compresibilidad

diferentes a las del medio, y asumiendo el límite

$$ka \ll 1$$

donde  $k$  es el número de onda y  $a$  es el radio de la esfera. La solución exacta es:

$$\frac{I_s}{I_i} = \frac{k^4 a^6}{9r^2} \left[ \frac{3(1 - \rho_2/\rho_1) \cos \theta}{1 + 2\rho_2/\rho_1} + \left(1 - \frac{\kappa_1}{\kappa_2}\right) \right]^2, \quad (3.6)$$

con  $\kappa$  como la compresibilidad del objeto y  $\rho$  como la densidad del objeto. Este resultado nos demuestra, por medio de  $k$ , que la intensidad dispersada es proporcional a la cuarta potencia de la frecuencia. Indicando que, ante un mismo dispersor, el incremento de la frecuencia del haz ultrasónico aumentará la intensidad del scattering difusivo.

Al obedecer la ley de potencias, el coeficiente de atenuación geométrico producido por la dispersión acústica es dependiente de la frecuencia y se describe como [2]:

$$\alpha_{SD} = \beta f^n. \quad (3.7)$$

Desde esta relación se deduce que a altas frecuencias la atenuación aumenta. Físicamente, esto produce que la onda ultrasónica a medida que se propaga a través del tejido, la frecuencia central del pulso ultrasónico se desplaza hacia frecuencias menores, actuando como un filtro de paso [2].

## Scattering Difractivo

El scattering difractivo se manifiesta cuando la dimensión del dispersor es comparable o de igual orden de magnitud que la longitud de onda del pulso ultrasónico [1].

En este régimen, la física de propagación se vuelve más compleja. Esto se debe a que las ondas dispersadas, con origen en la superficie de la estructura, actúan como fuentes secundarias que interfieren entre sí. Como consecuencia de este patrón de interferencia, las ondas dispersadas no reproducen la geometría del objeto real, además provoca máximos y mínimos locales que varían en función del ángulo de la onda incidente.

# Capítulo 4

## Transductor Ultrasónico

Un equipo de ultrasonido es un sistema compuesto por tres bloques funcionales principales: la interfaz de visualización (pantalla e interfaz de usuario), el hardware de procesamiento de señales integrado (hardware computacional, los generadores de pulso y los amplificadores) y el transductor ultrasónico [1].

El transductor ultrasónico es un componente indispensable en el sistema de diagnóstico por imágenes, ya que actúa como el dispositivo electromecánico encargado de la transmisión y recepción de las señales de eco pulsado. Este se encuentra compuesto por una pieza de material piezoeléctrico con electrodos en las superficie [5].

### 4.1. Efecto Piezoeléctrico

El funcionamiento fundamental de los transductores ultrasónicos se basa en el efecto piezoeléctrico. La piezoelectricidad es una propiedad de ciertas estructuras cristalinas que les permite generar una diferencia de potencial eléctrico cuando son sometidas a un esfuerzo mecánico. De manera inversa, la aplicación de una tensión alterna externa induce una deformación mecánica en el cristal [3].

En el contexto del ultrasonido, el sistema acopla de forma alternada estas dos fases operativas. El efecto piezoeléctrico inverso actúa como el mecanismo de emisión: los pulsos electrónicos de excitación se convierten en energía mecánica, generando vibraciones en el cristal para irradiar frentes de onda acústica. Posteriormente, durante la fase de recepción, el efecto directo piezoeléctrico: las fluctuaciones de presión acústica que retornan del medio impactan sobre el transductor, inducen una compresión que el cristal transforma nuevamente en una señal eléctrica.

## 4.2. Emisión y Recepción de Datos

El sistema ultrasónico opera bajo el efecto piezoeléctrico al alternar las dos fases operativas: la emisión de pulsos ultrasonicos y la recepción de los ecos resultantes, generando secuencias o ciclos continuos [6].

Durante la fase de emisión el transductor emite ondas acústicas de altas frecuencias (2-28 MHz). Como se estableció en la sección 2.1, a estas frecuencias tan elevadas las ondas de corte se atenúan fuertemente; en consecuencia, la onda transmitida por el medio es exclusivamente en forma de una onda longitudinal.

En la fase de recepción, la onda sonora longitudinal se propaga por el medio e interactúa con los tejidos y las microestructuras celulares o agentes dispersores del fantoma. Estas heterogeneidades espaciales provocan fluctuación en la impedancia acústica ( $Z$ ). Cada vez que el pulso ultrasónico incide sobre una diferencia de impedancia, se producen los fenómenos de reflexión y *scattering*, profundizado en las secciones 2.2 y 3.2. Una fracción de esta energía acústica reflejada incide sobre el transductor generando una corriente eléctrica.

El sistema computacional de adquisición registra estas señales eléctricas, procesando la información espacial mediante la asociación del tiempo de llegada ( $t_{rt}$ ) con la profundidad geométrica ( $d$ ) desde la cual provienen, utilizando la ecuación [1]:

$$d = \frac{ct_{rt}}{2}$$

Al graficar la amplitud de la onda sonora recibida en función del tiempo de propagación, se obtiene el Modo A o Modo de Amplitud. Esta representación del pulso-eco se implementa para perfilar la reflectividad y distinguir estructuras del medio.

El Modo B constituye la representación pictórica bidimensional de los ecos. El proceso de formación de imágenes en Modo B puede considerarse como una composición de una secuencia de líneas en Modos A, donde la amplitud de la señal de retorno determina la intensidad o tonalidad de gris que debe asignarse a cada coordenada [5]. Los ecos débiles se caracterizan con una escala de gris cercana al negro, mientras que los ecos con mayor amplitud se definen con una tonalidad cercana al blanco.

### 4.2.1. Captura de Pulsos de Radiofrecuencia (RF)

La señal generada por los cristales piezoeléctricos, resultante de la transformación directa de las variaciones de presión acústica en una diferencia de potencial eléctrico, se denomina señal de radiofrecuencia (RF). Estas señales eléctricas puras y sin procesar mantienen la información completa de fase, frecuencia y amplitud, oscilando con la misma frecuencia central que el pulso acústico original [5].

### 4.2.2. Imágenes Focalizadas e Imágenes Ultrarrápidas

En la formación de imágenes focalizadas el transductor emite un haz longitudinal focalizado. El principio de enfoque permite obtener información a lo largo de una dirección específica, aplicando retrasos variables en la señal. El sistema comienza con una línea de exploración individual, donde solamente se puede adquirir la siguiente luego de recibir la señal eléctrica completa [5]. Este proceso se repite continuamente sobre el área de interés hasta obtener una imagen de alta definición, como se observa en la Figura 4.1. La principal desventaja de este método es la baja velocidad de procesamiento producido por el escáner línea por línea [7].

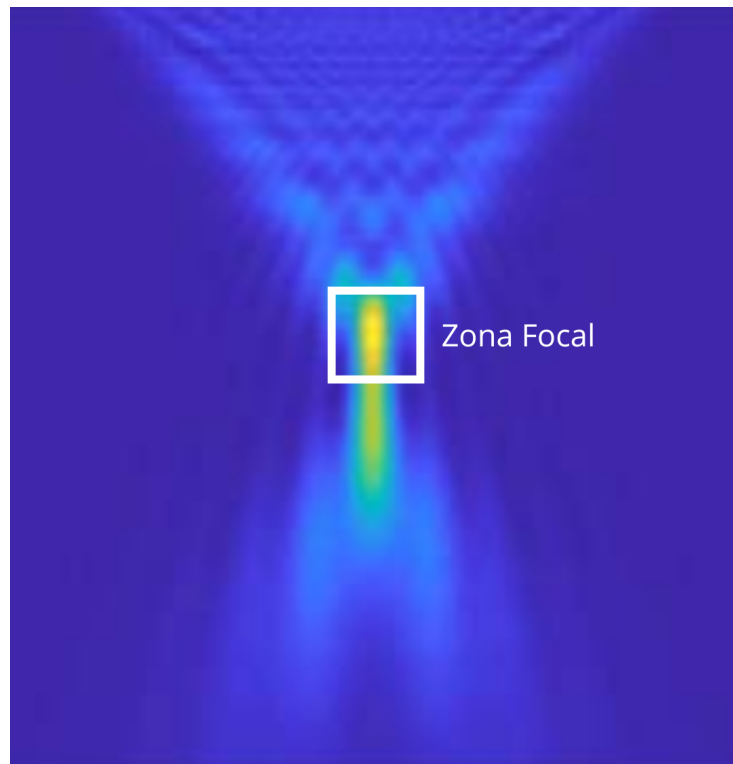


Figura 4.1: Distribución espacial de la intensidad acústica de un haz ultrasónico focalizado irradiando en un medio absorbente. El recuadro blanco delimita la zona focal. De Szabo y Kaczkowski (2024) *Essentials of Ultrasound Imaging*.

En cambio, las imágenes ultrarrápidas encienden simultáneamente todos los elementos piezoeléctricos del transductor, generando un único frente de onda plana. Esto permite que el ultrasonido reconstruya una imagen completa en una sola emisión, con una alta tasa temporal (1000 veces más que las ecografías convencionales).

Sin embargo, el uso de una sola emisión produce un menor contraste y resolución de la imagen. Para restaurar la calidad sin sacrificar la ventaja temporal, el sistema utiliza combinaciones de transmisiones de ondas planas, es decir, se emplean varias ondas planas transmitidas en diferentes ángulos y se combinan en una sola imagen de alta resolución espacial [8].

La introducción de imágenes ultrarrápidas es un pilar fundamental en la elastografía. Estas permiten capturar la evolución espaciotemporal de los desplazamientos de las ondas de corte a baja frecuencia.

# Capítulo 5

## Métodos de Estimación de Atenuación

### 5.1. Método AMUSE

En esta sección se presentan los aspectos teóricos y analíticos del método AMUSE. Para su formulación se considera como referencia principal el trabajo de Igor Z. Nenadic et al. [9], mientras que la descripción de los fenómenos físicos asociados a la propagación y atenuación de ondas se fundamenta en la literatura [2].

#### 5.1.1. Introducción al Método y su Relevancia

El método elastografía ultrasónica de ondas transversales para la medición de la atenuación (AMUSE, por sus siglas en inglés) aborda la cuantificación de las propiedades dinámicas de un medio viscoelástico desde una perspectiva estrictamente cinemática y espectral, sin la necesidad de ajustar los datos experimentales a modelos reológicos ideales como los de Kelvin-Voigt, Maxwell o Zener. La ventaja fundamental de este enfoque es que no asume una dependencia entre la atenuación y la velocidad. En su lugar, aísla el comportamiento local de una onda y extraer de forma independiente la velocidad de fase y el coeficiente de atenuación.

Para el desarrollo del modelo, se considera la propagación de una onda plana, armónica, unidimensional y transmitida en un medio viscoelástico, lineal, isotrópico y homogéneo, libre de fuentes de excitación internas en la región de análisis bajo una condición de excitación externa controlada. La dinámica del desplazamiento transversal de las partículas, denotado por  $u(x, t)$  en la posición espacial  $x$  y en el tiempo  $t$ , se rige por la ecuación [2]:

$$\frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial x^2} + k^2 u(x, t) = 0, \quad (5.1)$$

donde  $k$  es el número de onda. Para una perturbación monocromática continua de frecuencia angular  $\omega = 2\pi f$ , la solución estacionaria general se propone como una onda viajera amortiguada:

$$u(x, t) = u_0 e^{i\omega t} e^{ik_0 x}, \quad (5.2)$$

donde  $u_0$  representa la amplitud de la perturbación en el origen,  $\omega_0 = 2\pi f_0$  es la frecuencia angular,  $f_0$  es la frecuencia de la onda y  $k_0$  es el número de onda complejo del sistema, el cual describe la oscilación y la pérdida energética. En un medio viscoelástico el número de onda complejo, escrito como  $k_0 = k_r - ik_i$ , pero también es posible definir  $k_0$  como:

$$k_0 = \frac{\omega_0}{c} + i\alpha, \quad (5.3)$$

con  $c$  como la velocidad de la onda de corte y  $\alpha$  como el coeficiente de atenuación de la onda de corte (expresado en nepers por metro Np/m). Al sustituir la ecuación (5.3) en la ecuación general (5.2), el campo de desplazamiento adquiere una separación entre su decaimiento y su fase:

$$u(x, t) = u_0 e^{i\omega_0 t} e^{i\left(\frac{\omega_0}{c}\right)x} e^{-\alpha x} = u_0 \left[ e^{-\alpha x} e^{i\frac{\omega_0}{c}x} \right] \left[ e^{i\omega_0 t} \right]. \quad (5.4)$$

### 5.1.2. Transformación Bidimensional al Espacio Recíproco

La base de AMUSE es la proyección del campo de desplazamiento medido en el espacio real y temporal  $u(x, t)$  hacia el espacio recíproco de número de onda y frecuencia. Esta operación se ejecuta mediante una Transformada de Fourier bidimensional:

$$U(k, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} u(x, t) e^{-i2\pi(kx+ft)} dx dt. \quad (5.5)$$

Bajo la condición de onda plana monocromática, las variables espacial y temporal son analíticamente separables. Se define  $\text{FT}_t\{\cdot\}$  y  $\text{FT}_x\{\cdot\}$  como los operadores de transformación unidimensionales respecto al tiempo y al espacio, la integral doble se factoriza de la siguiente manera:

$$U(k, f) = u_0 \times \text{FT}_t\{e^{i\omega_0 t}\} \times \text{FT}_x\{e^{-\alpha x} e^{i\omega_0 \frac{x}{c}}\}. \quad (5.6)$$

La integral en el dominio temporal procesa una oscilación a la frecuencia  $f_0$ . Por lo tanto, concentra toda su densidad espectral en una banda matemática singular, representada por la delta de Dirac temporal:

$$\text{FT}_t \{e^{i\omega_0 t}\} = \text{FT}_t \{e^{i2\pi f_0 t}\} = \delta(f - f_0). \quad (5.7)$$

Por otro lado, la transformada en el dominio espacial debe procesar una función exponencialmente truncada por la atenuación del material. La evaluación de esta Transformada de Fourier espacial da como resultado:

$$\text{FT}_x \{e^{-\alpha x} e^{i\omega_0 \frac{x}{c}}\} = \frac{1}{\alpha + i2\pi k} \otimes \delta\left(k - \frac{f_0}{c}\right). \quad (5.8)$$

Al acoplar ambas componentes y calcular el módulo de la función compleja resultante, se obtiene la distribución de la magnitud espectral en el espacio recíproco

$$|U(k, f)| = \frac{u_0 \delta(f - f_0)}{\sqrt{\alpha^2 + 4\pi^2 \left(k - \frac{f_0}{c}\right)^2}}. \quad (5.9)$$

### 5.1.3. Estimación de la Atenuación Mediante el Ancho de Banda Espectral

Al evaluar la magnitud espectral en la frecuencia de excitación instrumental  $f = f_0$ , la curva representa una línea Lorentziana en el eje del número de onda  $k$ . Considerando que la amplitud en un sistema físico real posee un valor finito ( $u_0 \hat{\delta}(0) \equiv 2A$ ), la función de magnitud se reduce a:

$$|U(k, f_0)| = \frac{2A}{\sqrt{\alpha^2 + 4\pi^2 \left(k - \frac{f_0}{c}\right)^2}}. \quad (5.10)$$

A partir de esta distribución, las propiedades mecánicas se deducen directamente mediante un análisis geométrico.

Primero, si se observa que el valor máximo de la amplitud espectral ocurre cuando el término cuadrático del denominador se anula. Esto se produce en la coordenada del pico máximo en el eje del número de onda localizado en  $k_{\text{máx}} = \frac{f_0}{c}$ .

Luego, al evaluar la magnitud espectral en el punto  $k = k_{\text{máx}}$ , se obtiene la amplitud máxima:

$$|U(k, f_0)|_{\text{máx}} = \left| U\left(\frac{f_0}{c}, f_0\right) \right| = \frac{2A}{\alpha}. \quad (5.11)$$

Para aislar el parámetro  $\alpha$  sin necesidad de conocer la amplitud absoluta de excitación  $2A$ , el algoritmo AMUSE utiliza el ancho total a la mitad del máximo (*Full Width at Half Maximum*,

FWHM). Se determinan los números de onda críticos  $k_1$  y  $k_2$  donde la magnitud espectral decae exactamente a la mitad de su valor cumbre:

$$\frac{2A}{\sqrt{\alpha^2 + 4\pi^2 \left(k_{1,2} - \frac{f_0}{c}\right)^2}} = \frac{1}{2} \left(\frac{2A}{\alpha}\right) = \frac{A}{\alpha}. \quad (5.12)$$

Resolviendo algebraicamente la ecuación cuadrática resultante para las raíces, se obtiene:

$$k_{1,2} = \frac{f_0}{c} \pm \frac{\sqrt{3}}{2\pi} \alpha. \quad (5.13)$$

FWHM se define como la distancia espectral absoluta entre estos dos límites:

$$\text{FWHM} = |k_1 - k_2| = \frac{\sqrt{3}}{\pi} \alpha. \quad (5.14)$$

Despejando directamente el coeficiente de atenuación se obtiene la expresión final de AMUSE, como lo indica [9]:

$$\alpha = \frac{\text{FWHM} \times \pi}{\sqrt{3}}. \quad (5.15)$$

Esta formulación matemática demuestra que el ensanchamiento del pico espectral en el dominio del número de onda es una medida directa de la atenuación de la onda.

## 5.2. Método CDS

El desarrollo analítico del método CDS presentado en esta sección toma como referencia principal el trabajo de Samimi y Varghese [10]. Los fundamentos y principios físicos sobre el comportamiento de las ondas en medios atenuantes se sustentan con la literatura [1] y [2].

### 5.2.1. Principios Físicos de la Atenuación en CDS

La propagación de un pulso de ultrasonido a través de un medio material no se conservará. Como se estudió en la sección 3, a medida que la onda penetra en el fantoma viscoelástico o tejido biológico, sufre una pérdida de energía que se manifiesta como atenuación. Esta disipación de energía, originada por mecanismos de absorción y scattering, presenta una dependencia con la frecuencia de la onda [1].

En la mayoría de los medios blandos la atenuación se incrementa de forma aproximadamente lineal con la frecuencia. Esta dependencia lineal implica que las componentes de alta frecuencia del pulso incidente se atenúan con mayor rapidez que las componentes de baja frecuencia. En consecuencia, el medio de propagación es posible de interpretar como un filtro de frecuencias, detallado en 3.2. Por lo que si se analiza el espectro de la señal de eco desde diferentes profundidades, se observa que el centroide espectral se desplaza hacia frecuencias más bajas a medida que aumenta la profundidad de penetración.

El método del desplazamiento del centroide (CDS, por sus siglas en inglés) utiliza este fenómeno para proporcionar una estimación del coeficiente de atenuación en función de la frecuencia, para ello se infiere el coeficiente de atenuación por medio de la pendiente del desplazamiento descendente en función de la profundidad. La ventaja de esta técnica es que no se ve afectada ante los cambios de retrodispersión [10], siempre que la dependencia entre la frecuencia y la retrodispersión no cambie drásticamente a lo largo de la muestra. No obstante, el método es susceptible a los efectos de la difracción, tendiendo a subestimar los coeficientes de atenuación en la región prefocal (zona de Fresnel) y sobrestimar en el postfocal del plano de imagen (zona de Fraunhofer), profundizado en 3.2.

### 5.2.2. Modelo paramétrico del espectro de potencia de la señal RF

Para establecer un modelo paramétrico de la señal de eco se utiliza el trabajo de Samimi y Varghese [10]. Se considera un pulso de ultrasonido emitido por el transductor, el cual se propaga como un haz acústico. La señal de RF retrodispersada desde una profundidad  $z$  se modela incorporando los efectos de la atenuación, las ventanas de análisis y el ruido electrónico.

Se asume que el efecto de la atenuación dependiente de la frecuencia posee una pendiente  $\alpha$ , y que el pulso ultrasónico transmitido tiene una forma espectral gaussiana con frecuencia central  $f_t$ , una varianza espectral  $\sigma_t^2$  (que representa el ancho de banda físico del transductor) y una amplitud máxima  $S_0$ , el espectro de potencia estimado recibido  $\hat{S}_r(f, z)$  se expresa como:

$$\begin{aligned} \hat{S}_r(f, z) = S_0 \left[ BSC(f, z) \exp \left( -\frac{[f - (f_t - 4\alpha z\sigma_t^2)]^2}{2\sigma_t^2} \right) \right. \\ \left. \times \exp \left( \frac{(f_t - 4\alpha z\sigma_t^2)^2 - f_t^2}{2\sigma_t^2} \right) \right] * S_{\text{rect}}(f) T_s + \sigma_n^2 T_s. \end{aligned} \quad (5.16)$$

Cada término se define como:  $BSC(f, z)$  coeficiente espectral de los dispersores aleatorios en el medio,  $S_{\text{rect}}(f)$  es el efecto de la ventana de los datos,  $T_s$  es el intervalo de muestreo y  $\sigma_n^2$  es la densidad de potencia.

La Transformada de Fourier de Tiempo Discreto (DTFT) del proceso de truncamiento de la señal mediante una ventana rectangular de longitud  $M$ , genera la función:

$$W_{\text{rect}}(f) = \frac{\sin(M\pi f/f_s)}{\sin(\pi f/f_s)}, \quad (5.17)$$

Su característica espectral es:

$$S_{\text{rect}}(f) = \frac{1}{M} \left( \frac{\sin(M\pi f/f_s)}{\sin(\pi f/f_s)} \right)^2, \quad (5.18)$$

donde  $f_s$  es la frecuencia de muestreo.

Debido a la acción disipativa del tejido, el espectro Gaussiano original se traslada hacia una nueva frecuencia central aparente, definida como la nueva frecuencia central desplazada  $f_r = f_t - 4\alpha z\sigma_t^2$ . Evaluando las ecuaciones 5.17 y 5.18, el espectro de potencia desplazado se reescribe como:

$$\widehat{S}_r(f, z) = S_0 \exp\left(\frac{f_r^2 - f_t^2}{2\sigma_t^2}\right) \cdot \left[ \text{BSC}(f, z) \exp\left(-\frac{(f - f_r)^2}{2\sigma_t^2}\right) \right] * \frac{1}{M} \left( \frac{\sin(M\pi f/f_s)}{\sin(\pi f/f_s)} \right)^2 T_s + \sigma_n^2 T_s. \quad (5.19)$$

El término  $\text{BSC}(f, z)$ , generado por los dispersores en posiciones aleatorias, adopta una distribución chi-cuadrado con dos grados de libertad (distribución exponencial).

### 5.2.3. Estadísticas de segundo orden del centroide espectral

Desde la representación espectral de la señal recibida 5.19 se deriva los momentos del espectro. Para una resolución frecuencial  $\Delta f = f_s/M$ , los momentos de orden cero ( $\widehat{m}_0$ ), primer orden ( $\widehat{m}_1$ ) y segundo orden ( $\widehat{m}_2$ ) se definen como:

$$\text{E}[\widehat{m}_0] = \sum_{m=0}^{M/2} \text{E} \left[ \widehat{S}_r(f_m, z) \right] \cdot \Delta f, \quad (5.20)$$

$$\text{E}[\widehat{m}_1] = \sum_{m=0}^{M/2} f_m \text{E} \left[ \widehat{S}_r(f_m, z) \right] \cdot \Delta f, \quad (5.21)$$

$$\text{E}[\widehat{m}_2] = \sum_{m=0}^{M/2} f_m^2 \text{E}[\widehat{S}_r(f_m, z)] \cdot \Delta f. \quad (5.22)$$

Físicamente, el momento de orden cero ( $\widehat{m}_0$ ) representa el área total bajo la curva del espectro. El momento de primer orden ( $\widehat{m}_1$ ) se utiliza para deducir la frecuencia media del espectro. Por medio de estos valores se calcula la frecuencia del centroide estimado ( $\widehat{f}_c$ ) y el ancho espectral

$(\widehat{SW})^2$ :

$$\widehat{f}_c = \frac{\widehat{m}_1}{\widehat{m}_0} \approx f_r, \quad (5.23)$$

$$\widehat{SW}^2 = \frac{\widehat{m}_2}{\widehat{m}_0} - \left( \frac{\widehat{m}_1}{\widehat{m}_0} \right)^2. \quad (5.24)$$

La varianza de la frecuencia del centroide se calcula como:

$$\widehat{\sigma}_c^2 = \text{Var}(\widehat{f}_c) = \text{Var} \left( \frac{\widehat{m}_1}{\widehat{m}_0} \right) = \left( \frac{\text{E}[\widehat{m}_1]}{\text{E}[\widehat{m}_0]} \right)^2 \cdot \left[ \frac{\text{Var}(\widehat{m}_1)}{\text{E}^2[\widehat{m}_1]} - 2 \frac{\text{Cov}(\widehat{m}_0, \widehat{m}_1)}{\text{E}[\widehat{m}_0] \text{E}[\widehat{m}_1]} + \frac{\text{Var}(\widehat{m}_0)}{\text{E}^2[\widehat{m}_0]} \right]. \quad (5.25)$$

Los términos de la varianza del centroide, se definen por medio de la contribución de los dispersores aleatorios y del ruido aditivo sobre los momentos espectrales:

$$\begin{aligned} \text{Var}(\widehat{m}_0) &= \sum_{m=0}^{M/2} \text{Var} \left( \widehat{S}_r(f_m, z) \right) \Delta f^2 \\ &= S_0^2 \exp \left( \frac{f_r^2 - f_t^2}{\sigma_t^2} \right) \sigma_r^4 T_s^2 \sum_{m=0}^{M/2} \exp \left( -\frac{(m\Delta f - f_r)^2}{\sigma_t^2} \right) \Delta f^2 \\ &\quad + \frac{2\sigma_n^4 T_s^2}{M} \left( \frac{f_s}{2} \right)^2, \end{aligned} \quad (5.26)$$

$$\begin{aligned} \text{Var}(\widehat{m}_1) &= \sum_{m=0}^{M/2} f_m^2 \text{Var} \left( \widehat{S}_r(f_m, z) \right) \Delta f^2 \\ &= S_0^2 \exp \left( \frac{f_r^2 - f_t^2}{\sigma_t^2} \right) \sigma_r^4 T_s^2 \sum_{m=0}^{M/2} (m\Delta f)^2 \exp \left( -\frac{(m\Delta f - f_r)^2}{\sigma_t^2} \right) \Delta f^2 \\ &\quad + \frac{2\sigma_n^4 T_s^2}{M} \left( \frac{f_s}{8} \right)^2, \end{aligned} \quad (5.27)$$

$$\begin{aligned} \text{Cov}(\widehat{m}_0, \widehat{m}_1) &= \sum_{m=0}^{M/2} f_m \text{Var} \left( \widehat{S}_r(f_m, z) \right) \cdot \Delta f^2 \\ &= S_0^2 \exp \left( \frac{f_r^2 - f_t^2}{\sigma_t^2} \right) \sigma_r^4 T_s^2 \cdot \sum_{m=0}^{M/2} (m\Delta f) \exp \left( -\frac{(m\Delta f - f_r)^2}{\sigma_t^2} \right) \cdot \Delta f^2 \\ &\quad + \frac{2\sigma_n^4 T_s^2}{M} \left( \frac{f_s}{2} \right) \left( \frac{f_s}{8} \right) \end{aligned} \quad (5.28)$$

#### 5.2.4. Estimación de la Atenuación

El coeficiente de atenuación  $\alpha$  se extrae al ejecutar una regresión lineal sobre la frecuencia del centroide estimado ( $\widehat{f}_c$ ) a lo largo de  $N$  ventanas consecutivas de datos  $RF$ , separadas por

una profundidad  $\Delta z$ . Esta se ajusta a una ecuación lineal, donde la pendiente del desplazamiento descendente de la frecuencia del centroide en función con la profundidad es el coeficiente de atenuación:

$$\begin{aligned}\hat{f}_c(n) &= F_c - 4\sigma_t^2\alpha(n\Delta z) + v(n), \\ n &= 0, 1, \dots, N-1\end{aligned}\tag{5.29}$$

la variable  $n$  representa el índice espacial,  $F_c$  es la frecuencia central teórica a profundidad cero,  $v(n)$  es la variabilidad en las estimaciones de la frecuencia del centroide y se modelan como variables aleatorias normales independientes con media cero y varianza  $\sigma_c^2$ .

La precisión de este método está determinada por la varianza del estimador de máxima verosimilitud de la atenuación:

$$\text{Var}(\hat{\alpha}) = \frac{3\hat{\sigma}_c^2}{4\sigma_t^4\Delta z^2N(N^2-1)} \left[ \frac{N_p}{\text{cm} \cdot \text{MHz}} \right]^2.\tag{5.30}$$

Para transformar la varianza a decibels el resultado se multiplica por el factor de conversión  $(8,686)^2$ , convirtiendo las unidades a  $[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}]^2$ . Analíticamente, esta ecuación dictamina que la varianza de la atenuación calculada depende directamente del número de ventanas utilizadas.

# Capítulo 6

## Metodología Experimental

### 6.1. Configuración Instrumental

#### 6.1.1. Configuración Instrumental AMUSE

El montaje experimental (6.1) se compone de un sistema de excitación mecánica externa, una placa de acoplamiento, un recipiente diseñado a medida para contener la muestra, un sistema de adquisición ultrasónica Verasonics Vantage 128 y una estructura de soporte rígida que mantiene la posición del transductor lineal L11-5v inamovible durante la medición. El montaje experimental se mantiene para las mediciones realizadas en el fantoma viscoelástico y en el tejido hepático porcino ex-vivo.

La configuración experimental debe garantizar que el comportamiento de la onda se asemeje lo más posible a un modelo ideal de una onda plana, por lo que se debe controlar las condiciones experimentales en la generación, propagación y captura de datos.

La vibración generada por el agitador se transfiere al medio a través de una placa de acoplamiento rígida, la cual se encuentra en contacto directo con una de las caras laterales de la muestra. El propósito físico de esta placa es generar un frente de onda plana, por lo que es necesario minimizar el error insertando la placa en el material.

Tanto la placa de acoplamiento como el recipiente fueron modelados e impresos en 3D. Esto permitió una transmisión eficiente de la energía mecánica desde el sistema de excitación hacia el fantoma o hígado de cerdo ex-vivo.

Durante la primera fase de la experimentación la placa presentaba dimensiones de 4.5 cm de ancho y 5.3 cm de alto, mientras que el recipiente poseía un tamaño de 6.5 cm de alto, 20 cm de largo y 5.3 cm de ancho. Sin embargo, el análisis de las señales de radiofrecuencia (RF) entregaba

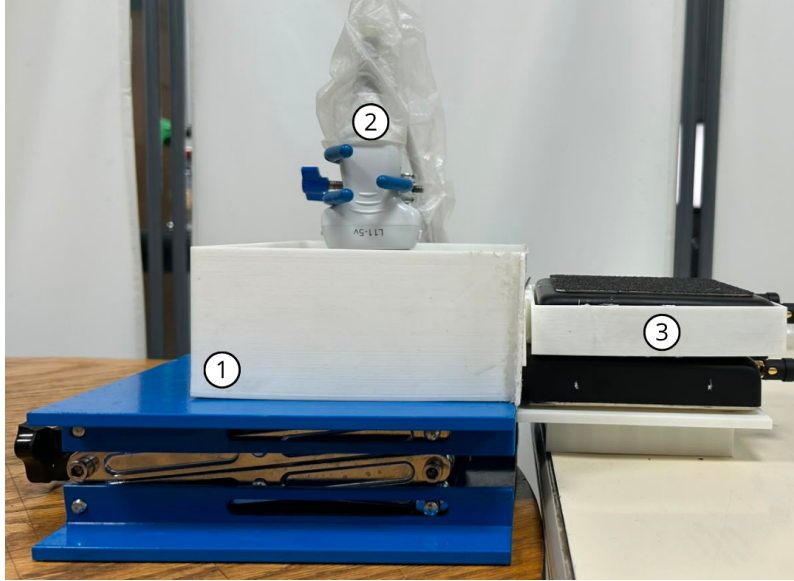


Figura 6.1: Configuración instrumental empleada para la adquisición de datos. Se identifican los siguientes elementos: (1) el recipiente contiene la muestra viscoelástica en estudio; (2) el transductor ultrasónico fijado verticalmente y posicionado sobre el medio de propagación; y (3) el motor mecánico encargado de inducir las perturbaciones transversales para las mediciones del método AMUSE.

datos contaminados por interferencias de ondas secundarias, originadas por la difracción y reflexión en los bordes de la placa. Esto generaba ondas reflejadas que se superponían en la onda principal, creando patrones que invalidaban la detección de atenuación por medio de AMUSE.

Para solucionar este problema de difracción y reflexión, se rediseñaron las dimensiones del sistema. El recipiente se agrandó a 7 cm de alto, 19 cm de ancho y 15 cm de largo. En consecuencia, el volumen de la muestra aumentó y la placa de excitación fue modificada de 4.5 cm a 18 cm de ancho. Al incrementar la dimensión lateral, las paredes reflectantes se alejaron de la región de interés acústico (ROI), garantizando una propagación plana de la onda.

Adicionalmente, se implementó una modificación en la frontera del medio de propagación al realizar un corte en el extremo del fantoma, separándolo por 2 cm de la pared posterior del recipiente. Físicamente, si el fantoma se encuentra adherido a la pared rígida del recipiente, se impondría una condición de borde de desplazamiento nulo, lo que forzaría la reflexión total de la energía incidente hacia la fuente. Al establecer una condición de frontera libre, el extremo del fantoma se mueve libremente limpiando los datos para el análisis.

### 6.1.2. Configuración Instrumental CDS

El método CDS fundamenta su análisis en la caracterización espectral de pulsos longitudinales de alta frecuencia que viajan a través del medio. Se realizaron mediciones en un fantoma viscoelástico, tejido hepático porcino ex-vivo y tejido muscular humano in-vivo.

El sistema instrumental para la implementación del método CDS (Figura 6.2) está constituido por el ultrasonido de investigación Verasonics Vantage 128, un transductor de arreglo lineal L11-5v y una estructura de soporte para el transductor.

El transductor se posiciona en contacto directo con la superficie de la muestra en un ángulo de incidencia normal y constante. Para no introducir variaciones y eliminar micromovimientos inducidos por el operador, el transductor se acopla a un soporte mecánico articulado.

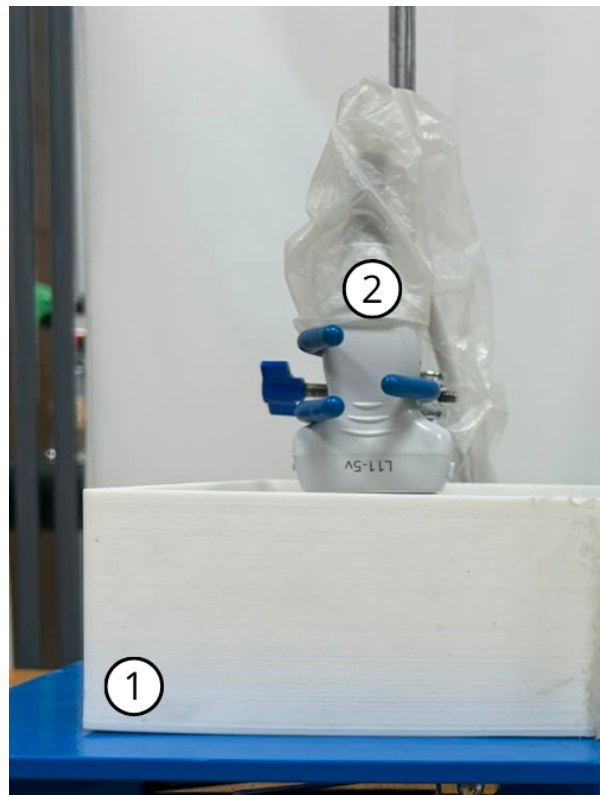


Figura 6.2: Configuración instrumental empleada para las mediciones mediante el método CDS. En el montaje se identifican los siguientes elementos: (1) el recipiente contiene la muestra viscoelástica en estudio; y (2) el transductor ultrasónico fijado verticalmente y posicionado sobre el medio.

## 6.2. Preparación y Propiedades de las Muestras

### Fantoma 10 % gelatina y 1 % grafito

El fantoma se fabricó a partir de una mezcla de gelatina con una concentración de 10 % y grafito al 1 % de concentración. Se incorpora el polvo de grafito como agente de dispersión acústica, permitiendo un cálculo en la propagación de la onda de corte por medio del desplazamiento de los objetos dispersivos y un patrón aleatorio de micro-dispersadores fundamental para CDS. La mezcla se vierte en el recipiente y se refrigera a 6°C durante 4 horas.

### Tejido Hepático porcino Ex-vivo

Las muestras de tejido hepático porcino ex-vivo fueron adquiridas en un proveedor comercial local veinticuatro horas antes de las mediciones experimentales y sometidas a un proceso de congelación durante la noche. Es importante señalar que el tejido presentaba un periodo post-mortem aproximado de 10 días, correspondiente al tiempo transcurrido desde el faenamiento del animal hasta su distribución.

Previo a la medición, el tejido hepático fue sometido a un proceso de descongelación gradual a temperatura ambiente. Una vez estabilizado térmicamente, el hígado se cortó cuidadosamente para aislar una muestra de geometría regular. Es esencial para el montaje experimental que la cara del tejido que se posicionará en contacto directo con la placa presente una planicidad estricta.

El proceso de inclusión de la muestra en el recipiente de adquisición se realizó por etapas. Inicialmente, se vertió una capa basal de 1 cm de espesor de la solución de fantoma de agar (preparación descrita en el Apéndice B.1). Tras dejar estabilizar esta base hasta alcanzar una temperatura de 25°C, se dispuso cuidadosamente el tejido hepático sobre ella. Posteriormente, se vertió una segunda solución de agar a una temperatura controlada de 30°C, cubriendo la muestra biológica en su totalidad. Este procedimiento tiene como objetivo principal fijar el tejido y garantizar que la superficie lateral, la cual entrará en contacto con la placa de excitación, sea completamente lisa y plana.

### Músculo Humano In-vivo

El músculo humano in-vivo (evaluado exclusivamente mediante el método CDS) introduce el mayor nivel de heterogeneidad estructural en este estudio. El tejido muscular está compuesto por fibras, lo que significa que la atenuación de las ondas ultrasónicas depende del ángulo de incidencia del haz respecto a las fibras y de la selección de ROI.

Para realizar mediciones válidas con el método CDS, se debe seleccionar una región que se

aproxime localmente a un medio homogéneo y el transductor se orienta en dirección de las fibras musculares.

## 6.3. Protocolos de Adquisición

### 6.3.1. Protocolos de Adquisición para el Método AMUSE

El método AMUSE es una técnica elastográfica diseñada para cuantificar la atenuación de una onda mecánica que se propaga a través de un medio. Para inducir la onda de corte externa, se genera una vibración armónica continua en un rango de frecuencias de 200 Hz a 450 Hz, por medio del motor Crowson Technology.

La detección de la onda transversal inducida por el motor se realiza por medio del transductor lineal L11-5v, operado a través del sistema Verasonics Vantage. Para que el transductor pueda muestrear correctamente la onda que oscila hasta 450 Hz, se configura el sistema para operar bajo imágenes ultrarrápidas. Con un protocolo de 4500 cuadros (*frames*) en una ventana de tiempo de 0.1 segundos y una composición espacial de 3 ángulos.

### 6.3.2. Protocolos de Adquisición para el Método CDS

El método CDS opera bajo la adquisición de la alteración espectral del pulso longitudinal de alta frecuencia, emitido por el transductor. Para ello se utilizó el transductor de matriz lineal L11-5v, con una frecuencia central nominal 7.7 MHz.

Se configura la adquisición con una focalización del haz acústico, la profundidad del foco se ajustó según el medio material bajo medición. Se fijó el foco a 30 mm para las pruebas en el fantoma gelatina-grafito, a 15 mm y 20 mm para las muestras del tejido hepático ex-vivo, y a 10 mm para las mediciones en el músculo humano in-vivo. Estas profundidades garantizan que la región de interés más óptimo.

Las ecuaciones del método CDS dependen de dos variables instrumentales: la frecuencia central teórica  $f_t$  y la varianza espectral del pulso  $\sigma_t^2$ . Estos valores se obtienen mediante una calibración acústica antes de proceder con las mediciones en los tejidos y fantomas.

El protocolo de caracterización se diseñó utilizando un medio de propagación acústicamente ideal, compuesto por agua destilada contenida en un recipiente con un fondo reflectante. El agua destilada posee un coeficiente de atenuación extremadamente bajo, por lo que el pulso longitudinal viaja a través del medio sin sufrir una disipación ni un filtrado espacial que desplace el espectro. Al obtener el pulso reflejado directamente desde el fondo del recipiente, este entrega el pulso original

de radiofrecuencia emitido por el transductor L11-5v. A partir del espectro de potencia de esta señal de calibración, se calcularon numéricamente la frecuencia central  $f_t$  y el ancho de banda  $\sigma_t^2$  [11].

## 6.4. Procesamiento de Señales

### 6.4.1. Procesamiento de Señales AMUSE

Una vez finalizado el protocolo de adquisición mediante imágenes ultrarrápidas el sistema entrega las señales de radiofrecuencia (RF), compuesto por el espacio lateral, el espacio axial y el tiempo. Para extraer el campo de desplazamiento se implementa una correlación cruzada bidimensional, que describe cómo se mueve cada diferencial del medio a lo largo del tiempo.

El campo de desplazamiento crudo se encuentra inherentemente contaminado por el ruido aleatorio. Para aislar la cinemática pura de la onda de corte se implementa un filtrado temporal pasa-banda. Se utiliza un filtro de Butterworth de tercer orden centrado en la frecuencia de excitación específica con un ancho de banda ajustado, seguido por el filtrado digital (*flitflit*). Posteriormente, se ejecuta un suavizado espacial bidimensional por medio de un filtro Gaussiano.

Se traslada el campo de dominio espaciotemporal hacia el dominio recíproco, aplicando la Transformada Rápida de Fourier 2D (FFT) sobre el campo de desplazamiento filtrado. Se localiza el máximo global, que corresponde a la frecuencia de excitación de la onda plana, para extraer los datos relacionados a esta frecuencia.

El perfil de la amplitud a lo largo del eje del número de onda evaluado en la frecuencia de excitación obedece una distribución Lorentziana. A partir del ajuste lorentziano óptimo de los datos de experimentales, se extrae el Ancho a Media Altura (FWHM por sus siglas en inglés). Finalmente, el coeficiente de atenuación se determina mediante la relación analítica 5.15.

### 6.4.2. Procesamiento de Señales CDS

Los datos de radiofrecuencia (RF) son segmentados en ventanas espaciales con una longitud de 8 mm. Se configura una superposición del 65 % entre segmentos de ventanas adyacentes. Antes de transformar los datos al dominio de frecuencias, se reduce el ruido por medio de la resta del valor medio a cada segmento. Posteriormente, cada ventana se multiplica con una función de ventana de Hanning.

Tras aplicar la FFT, se utiliza un filtro de banda basado en los parámetros obtenidos durante la calibración previa para descartar el ruido fuera de la banda. Se estabiliza matemáticamente la alta

varianza implementando un promedio espectral lateral.

Sobre este espectro promediado y filtrado, se calcula la frecuencia del centroide estimado por medio de los momentos espectrales de orden cero y primer orden. Para cuantificar el desplazamiento del centroide ( $\hat{f}_c$ ), se grafican las frecuencias del centroide en función de la profundidad.

Para evitar las difracciones, la regresión lineal se restringe de manera exclusiva a los centroides válidos que se encuentran dentro de la zona focal. Al aplicar el ajuste lineal sobre esta región, se obtiene el coeficiente de atenuación despejando la variable de la pendiente.



# Capítulo 7

## Resultados

### 7.1. Resultados Método AMUSE

#### 7.1.1. Resultados Fantoma Gelatina-Grafito

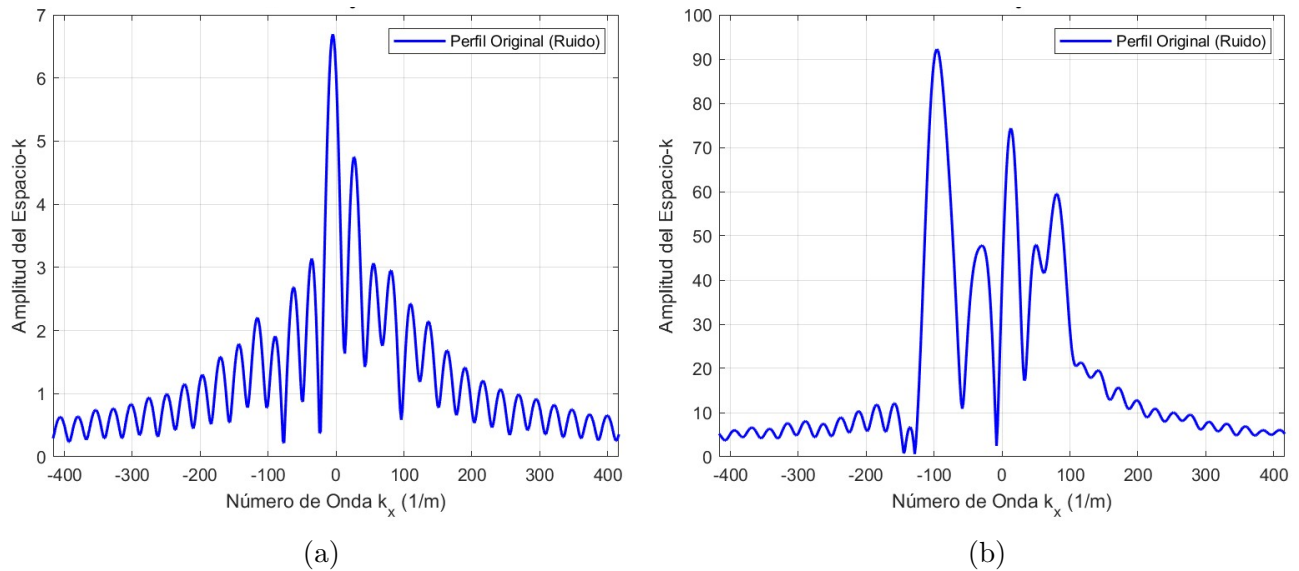


Figura 7.1: Distribución de la energía acústica en el espacio recíproco evaluada a una frecuencia de excitación de 350 Hz. (a) Perfil espectral a lo largo del número de onda ( $k_x$ ) fuertemente distorsionado por lóbulos secundarios, originados por reflexiones especulares en el recipiente original estrecho (5.3 cm). (b) Perfil espectral en el recipiente ampliado (19 cm); aunque se mitiga la difracción lateral, la adherencia a la pared posterior impone una condición de desplazamiento nulo que induce interferencias oscilatorias en el cálculo.

El análisis de la curva en el espacio recíproco (k-space) a una frecuencia de excitación de 350 Hz para el fantoma gelatina-grafito contenido en el primer recipiente, revela un comportamiento ondulatorio que difiere del modelo físico ideal. Esto evidencia problemáticas en el montaje

experimental. Analíticamente, el método AMUSE asume la propagación de una onda plana monocromática unidimensional; sin embargo, el perfil experimental obtenido a esta frecuencia no presenta un pico aislado. Por el contrario, exhibe una gráfica dominada por múltiples lóbulos secundarios oscilatorios extendidos a lo largo de todo el eje (Figura 7.1a). Este comportamiento está directamente relacionado con los frentes de ondas que se reflejan en las paredes del recipiente de 5.3 cm de ancho.

El perfil extraído a una frecuencia de 350 Hz (Figura 7.1b) entrega múltiples picos a lo largo del eje  $k_x$  evidenciando una desviación respecto a la teoría de propagación de la onda libre. La explicación física radica en las condiciones del montaje instrumental y en las propiedades del material viscoelástico. Si bien el uso de un recipiente de 19 cm de ancho minimiza las difracciones y reflexiones laterales, el fantoma se mantuvo adherido a la pared posterior del recipiente, generando múltiples reflexiones de la onda que interfieren en los cálculos. Este fenómeno se intensifica por las características del fantoma, el cual presenta una baja atenuación. Como resultado, la onda de corte de baja frecuencia tiene la capacidad de recorrer los 15 cm de la muestra sin disiparse por completo, impactando la pared rígida y retornando a la región de medición.

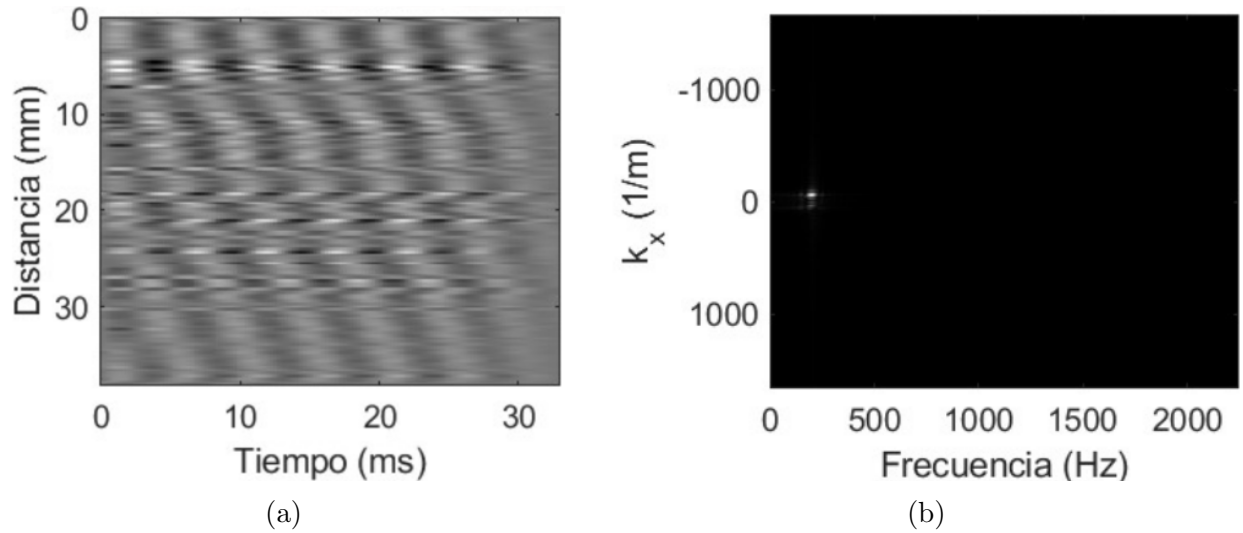


Figura 7.2: (a) Mapa espaciotemporal filtrado del campo de desplazamientos inducido por una onda transversal plana a 200 Hz. (b) Representación bidimensional en el espacio-k, con el pico de energía centrado a 200 Hz.

Los resultados experimentales obtenidos al utilizar el recipiente ampliado, con una separación de 2 cm entre el fantoma y la pared posterior, demuestran que esta modificación metodológica entrega valores con menor ruido. La propagación en función del espacio y el tiempo, descrita en el mapa espaciotemporal con filtro (Figura 7.2a), revela franjas diagonales definidas. Estas son la característica principal de una onda desplazándose sin superposición; si existieran interferencias

constructivas y destructivas, el patrón presentaría franjas horizontales fuertemente marcadas en todo el mapa. Con este cambio, el espacio-k (Figura 7.2b) disminuye la dispersión condensando los focos en puntos espectrales localizados.

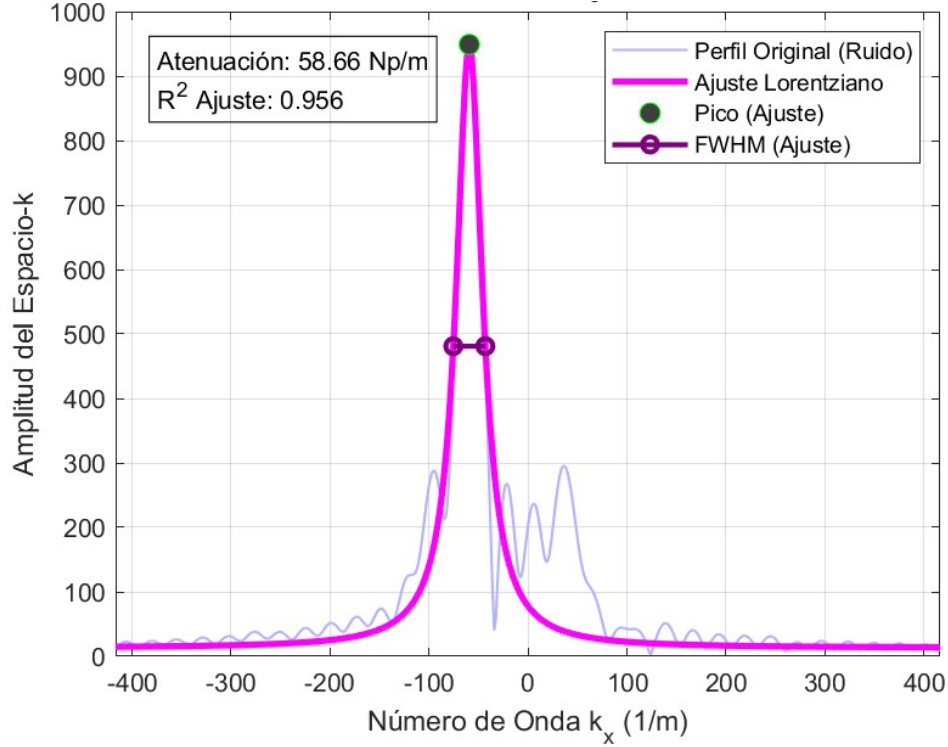


Figura 7.3: Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 200 Hz en el fantoma con frontera libre.

Al observar un frente de onda más limpio justifica la alteración en las condiciones de frontera. Al realizar un corte en el extremo del fantoma se establece una frontera libre, otorgando al material la libertad de oscilar sin restricciones físicas. Aunque la diferencia de impedancias acústica entre el fantoma y el aire genera una onda reflejada, la ausencia de la pared del contenedor evita patrones de interferencia. Por lo tanto el haz incidente y el reflejado coexisten en el medio como dos ondas viajeras matemáticamente separables, permitiendo un cálculo adecuado de la atenuación.

El perfil del pico a lo largo del eje del número de onda (Figura 7.3) no presenta estructuras fuertemente lobuladas. La curva de ajuste (representada por la línea continua magenta) parametriza con éxito el pico fundamental, con un coeficiente  $R^2 = 0.956$ . A través de la relación 5.15 se obtiene un coeficiente de atenuación  $\alpha = 58.66$  Np/m.

Físicamente, el valor cuantificado mediante este procedimiento corresponde exclusivamente a la atenuación por absorción ( $\alpha = \alpha_{abs}$ ). La dispersión geométrica es despreciable para ondas de corte plana. Por lo tanto, este coeficiente refleja únicamente la disipación irreversible de la energía

mecánica en forma de calor, originada por la fricción viscosa interna y los procesos de relajación macromolecular de la gelatina.

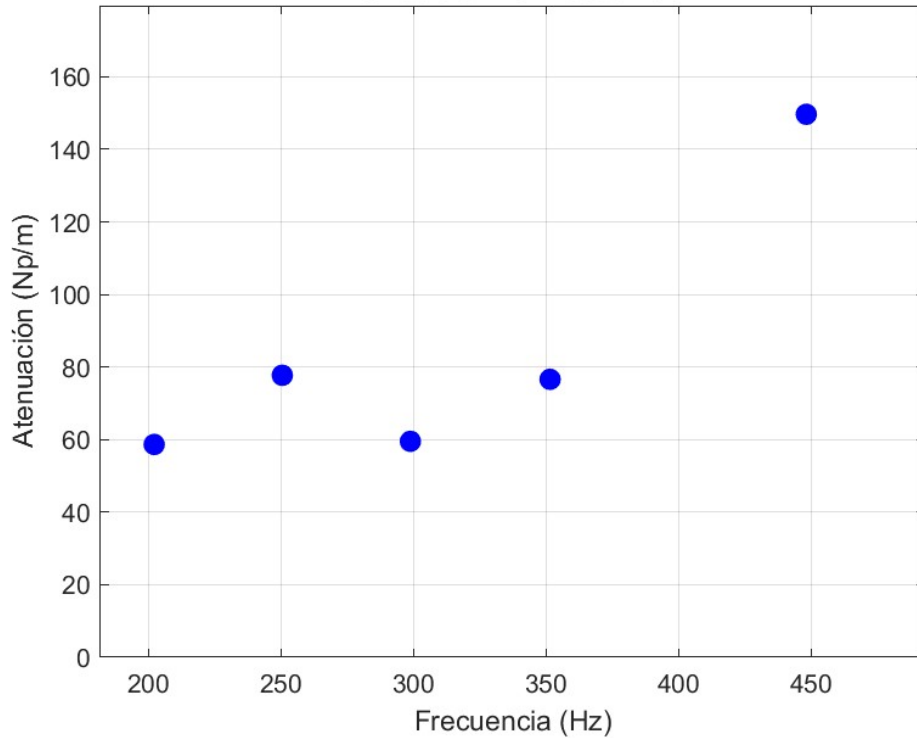


Figura 7.4: Atenuación de las ondas de cortes en función de la frecuencia de excitación mecánica en el fantoma gelatina-grafito.

En tejidos blandos y fantasmas, la atenuación presenta una dependencia con la frecuencia (ecuación 3.5), donde la atenuación aumenta a medida que se incrementa la frecuencia. Al analizar los datos experimentales de la Figura 7.4, se identifica una tendencia macroscópica congruente con este principio: a 200 Hz la atenuación es de 58.66 Np/m incrementándose hasta 149.68 Np/m a 450 Hz.

Sin embargo, a frecuencias cercanas a los 300 Hz, se observa una disminución anómala de este parámetro. A pesar de implementar una frontera libre, el perfil exhibe un lóbulo secundario adyacente al pico principal (Figura A.1 del Apéndice), lo que indicaría la presencia de interferencias que subestiman el cálculo de la atenuación. Esta distorsión puede estar relacionada con una desviación en la planicidad de la onda incidente, originada por un desprendimiento parcial del fantoma respecto a las paredes laterales del recipiente tras aplicar vibraciones sucesivas durante el proceso de medición.

### 7.1.2. Resultados Tejido Hepático Porcino Ex-vivo

Desde la perspectiva de la propagación ondulatoria en el tejido hepático porcino ex-vivo 7.5a, se observan macroscópicamente franjas diagonales que describen la cinemática de una onda de corte direccional. Aunque presenta un mayor nivel de ruido en comparación con la muestra de fantoma, es un comportamiento esperado por las heterogeneidades del hígado. Al analizar el espacio recíproco 7.5b, la energía se concentra en el cuadrante correspondiente a frecuencias cercanas a los 250 Hz.

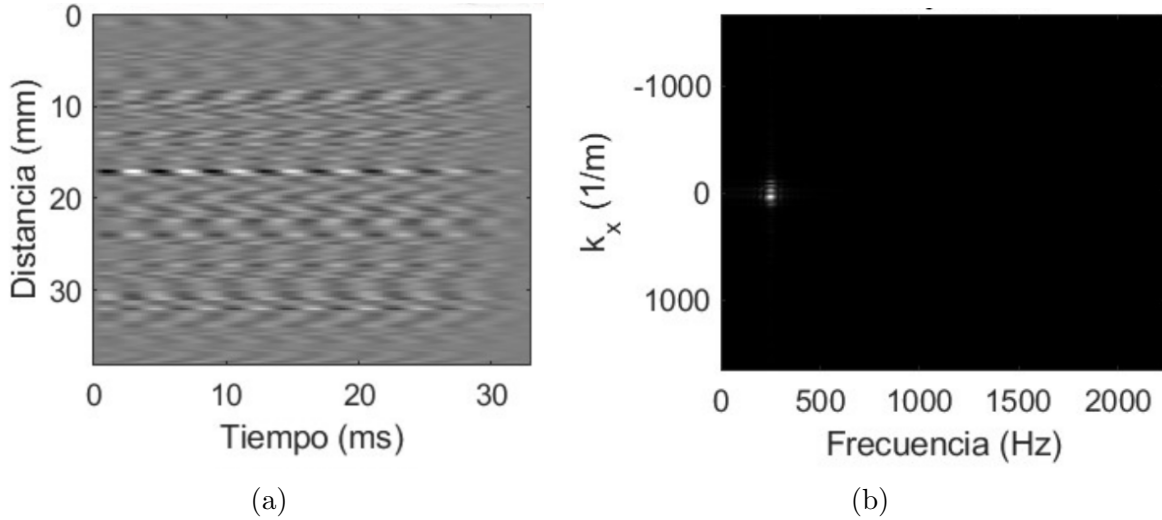


Figura 7.5: (a) Mapa espaciotemporal filtrado del campo de desplazamientos inducido por una onda transversal plana a 250 Hz. (b) Representación bidimensional en el espacio-k, con el pico de energía centrado a 250 Hz.

La gráfica de la Figura 7.6 exhibe un pico dominante con lóbulos residuales en el dominio negativo, Sin embargo, estos carecen de la amplitud suficiente para distorsionar el ajuste, lo cual se confirma mediante el coeficiente  $R^2 = 0,975$  calculado tras realizar el ajuste de distribución Lorentziana teórica.

El coeficiente de atenuación experimental obtenida es de  $\alpha = 99,36$  Np/m. Este valor es inferior al registrado en la investigación de Igor Z. Nenadic et al. [9], que reportaron una magnitud aproximada de 160 Np/m para esta frecuencia. La variable experimental más crítica que explica esta diferencia cuantitativa es el tiempo transcurrido de 10 días desde el sacrificio del animal hasta la ejecución del ensayo, así como los sucesivos ciclos de congelación y descongelación a los que fue sometido el órgano. Esta descomposición prolongada degradó la rigidez de la red macroestructural del tejido [12], adquiriendo un comportamiento mecánico caracterizado por un menor coeficiente de atenuación, a pesar del almacenamiento en condiciones controladas de temperatura.

La curva experimental de la Figura 7.7 presenta una tendencia global congruente con la

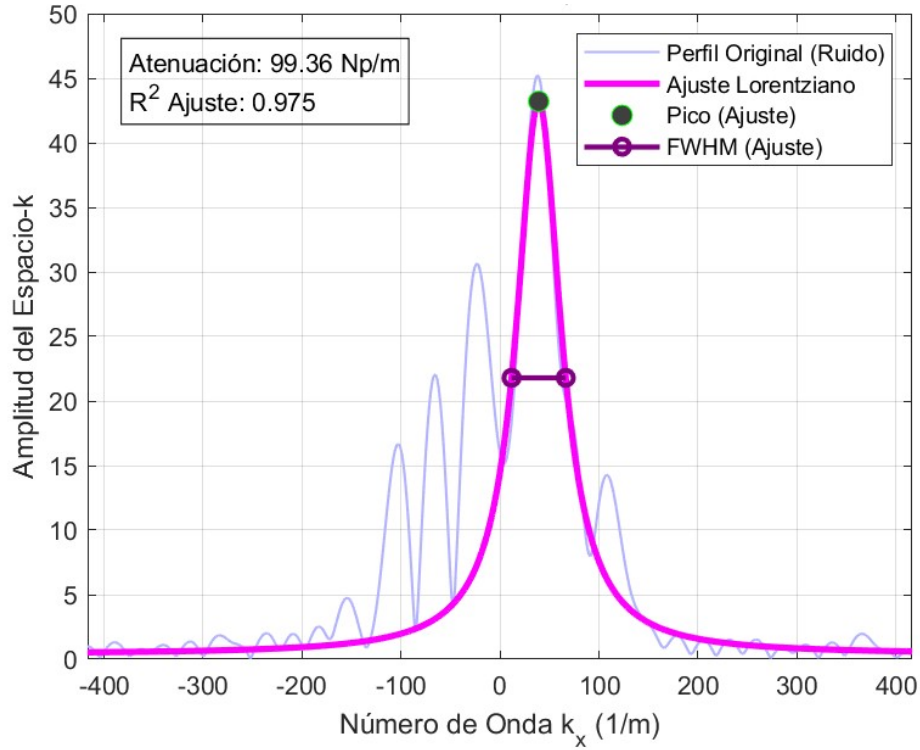


Figura 7.6: Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 250 Hz en el tejido hepático porcino ex-vivo

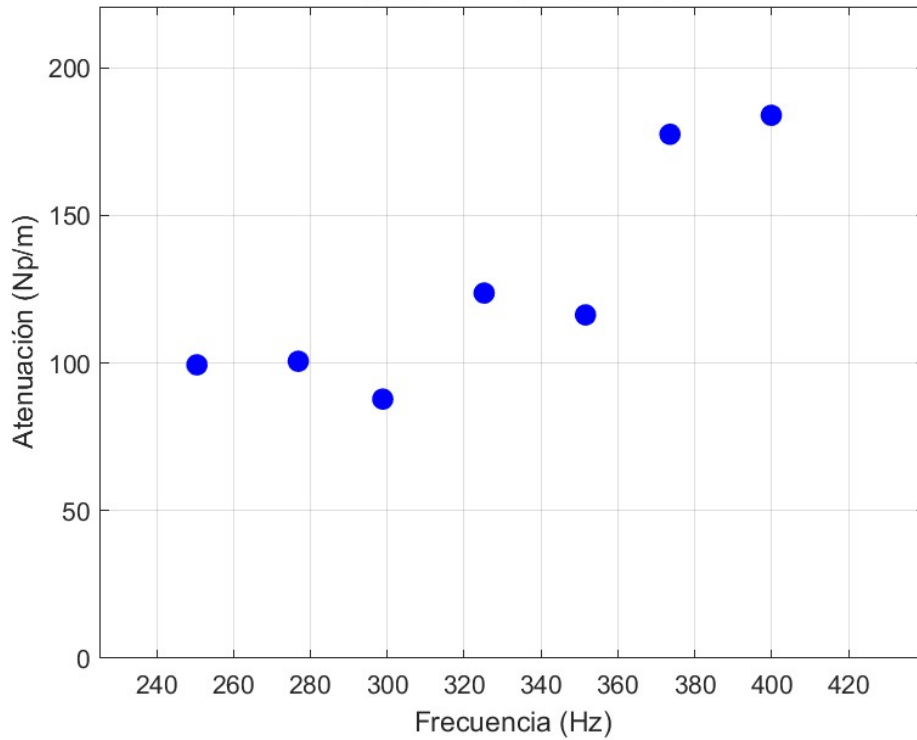


Figura 7.7: Atenuación de las ondas de cortes en función de la frecuencia de excitación mecánica en el tejido hepático porcino ex-vivo.

dependencia teórica esperada entre la atenuación y la frecuencia 3.5. El coeficiente de atenuación aumenta progresivamente desde un valor basal de 99.36 Np/m a 250 Hz, hasta alcanzar los 183.85Np/m a 400 Hz. Este incremento generalizado demuestra que, a pesar del estado de degradación de la muestra, el hígado mantiene su capacidad de disipar la energía mecánica de las ondas de corte mediante fricción interna, sigue el régimen dependiente de la frecuencia de excitación.

Al contrastar los resultados del estudio [9] con las mediciones experimentalmente de este trabajo (Figura 7.7), se observan valores de atenuación menores a lo largo de todas las frecuencias estudiadas, relacionado a la descomposición de la muestra. No obstante, en el rango de altas frecuencias (375 Hz - 400Hz), la brecha cuantitativa se reduce; los datos extraídos se acercan a los registros de la literatura, el cual se sitúa en torno a los 195 Np/m para 400 Hz.

## 7.2. Resultados Método CDS

### 7.2.1. Resultados Fantoma Gelatina-Grafito

El análisis de la gráfica (Figura 7.8) ilustra su inestabilidad ante la difracción y los principios físicos generados por el filtro acústico en medios viscoelásticos.

El comportamiento de los datos experimentales divide los resultados en dos zonas debido a los efectos de difracción: la zona prefocal y la zona focal. En la región prefocal (desde la superficie hasta los 2 cm) el centroide presenta un comportamiento constante sin descender, induciendo subestimaciones al valor de la atenuación real. En contraste, la zona focal (2 cm a 4 cm) el haz ultrasónico presenta una pendiente lineal de la frecuencia del centroide. Aunque más allá de la zona focal se continúa observando una uniformidad en el decaimiento de los datos, el método CDS delimita la regresión lineal a una ventana de simetría espacial alrededor de la profundidad focal.

La pendiente de este ajuste lineal entrega un coeficiente de atenuación de  $\alpha = 0,43$  dB/cm/MHz. Si se compara este valor con un coeficiente de fantasmas viscoelásticos equivalentes a tejidos sanos, los cuales suelen rondar los  $0,5 \pm 0,05$  dB/cm/MHz, es menor, pero se sigue encontrando dentro del rango. El fantoma de gelatina-grafito comúnmente se le agrega otro componente para emular con mayor precisión la viscoelasticidad de un tejido sano, como por ejemplo aceite de castor [13] que aumenta la atenuación y la dispersión.

El coeficiente de atenuación obtenido por el método CDS corresponde a la superposición directa de la atenuación por absorción y la atenuación geométrica. Mientras que la viscosidad de la gelatina disipa la energía mecánica del pulso longitudinal en forma de calor, las micropartículas del grafito

suspendidas en el medio desvían una fracción de la energía acústica.

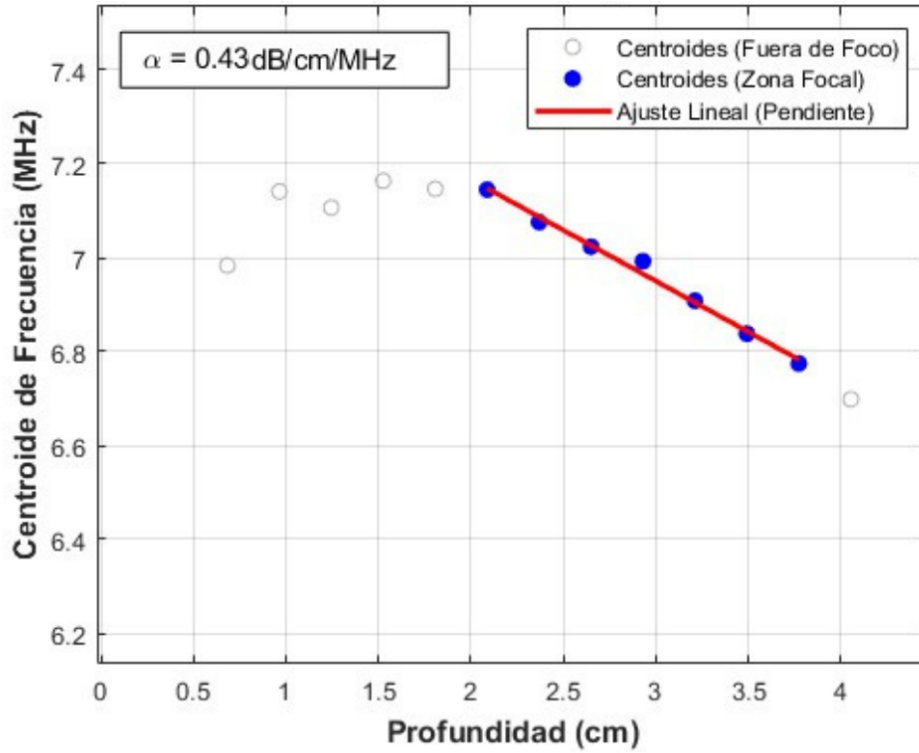


Figura 7.8: Frecuencia del centroide en función de la profundidad de penetración en el fantoma gelatina-grafito. Se delimita la zona focal con azul, para un foco de 3 cm

### 7.2.2. Resultados Tejido Hepático Porcino Ex-vivo

El tejido porcino utilizado presentaba un espesor aproximado de 1.5 cm, este se cubrió con un fantoma Agar de espesor de rango 0.5 - 1 cm. El hígado presenta las mismas características de las mediciones realizadas por AMUSE.

Al analizar la gráfica de la Figura 7.9 con profundidad focal ajustada a 1.5 cm, la dinámica de los datos se correlaciona con el montaje. La zona focal se establece entre 0.9 cm y 2.1 cm de profundidad, esta ventana espacial coincide con el inicio de la capa del tejido hepático. En esta región la difracción del haz es mínima, permitiendo que el fenómeno de absorción y scattering del hígado domine la señal, lo cual se traduce en un descenso de la frecuencia del centroide. Por el contrario, los datos de la región prefocal entregan una variabilidad e inestabilidad en el cálculo del centroide. A profundidades mayores de 2.2 cm (zona postfocal) los datos demuestran el efecto de la transición física de la onda acústica, al atravesar la frontera entre el tejido y la base del fantoma.

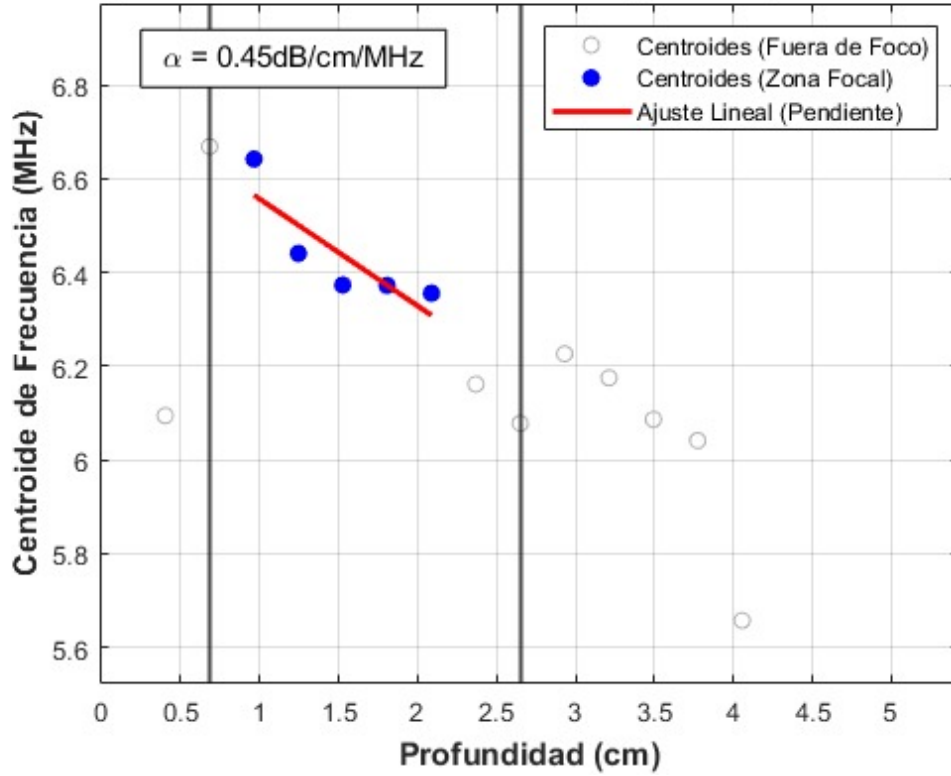


Figura 7.9: Frecuencia del centroide en función de la profundidad para el tejido hepático porcino, utilizando un foco acústico a 1.5 cm. Las líneas verticales continuas demarcan las fronteras físicas de la muestra, separando el hígado del fantoma de agar superior e inferior. Se resalta en azul la zona focal óptima aislada para la regresión lineal.

Al desplazar la profundidad focal a 2 cm (Figura 7.10), la nueva zona focal abarca desde 1.5 cm hasta los 2.5 cm. Al desplazar el foco hacia la mitad inferior del tejido hepático, este se encuentra cercano a la frontera inferior por lo que es necesario considerar la posibilidad de la influencia del cambio de impedancias en los datos. La región prefocal se expande significativamente, incluyendo la capa superior de agar y los primeros milímetros del hígado. Al analizar la zona focal desde la varianza de la estimación del coeficiente de atenuación, nos indica que al trazar la pendiente con 4 datos presenta una menor estabilidad al compararla con una recta realizada sobre 6 datos, como la Figura 7.9.

A partir del método CDS se obtienen dos valores de atenuación:  $\alpha = 0,45$  dB/cm/MHz para el foco a 15 mm y  $\alpha = 0,5$  dB/cm/MHz para el foco a 20 mm. Al contrastar estos resultados con el coeficiente de atenuación  $0,48 \pm 0,02$  dB/cm/MHz para un hígado de cerdo, reportado por la investigación de Oguri et al. [14]. El valor experimental de 0.4538 dB/cm/MHz obtenido con un foco a 15 mm entrega un resultado mejor, ya que es coherente su leve disminución respecto a la referencia, al considerar el historial biológico de la muestra. Esta afirmación también es validada

por la mayor cantidad de centroides a lo largo de la pendiente, estabilizando la regresión lineal. Por el contrario, a pesar que la atenuación  $\alpha = 0,5 \text{ dB/cm/MHz}$  se encuentra dentro del rango de referencia y de las variaciones esperadas por este método ( $\pm 0,05$ ), esta sección enfocada en 20 mm presenta un ajuste lineal reducido y una cercanía al cambio de impedancias, resultando en un valor físicamente contaminado.

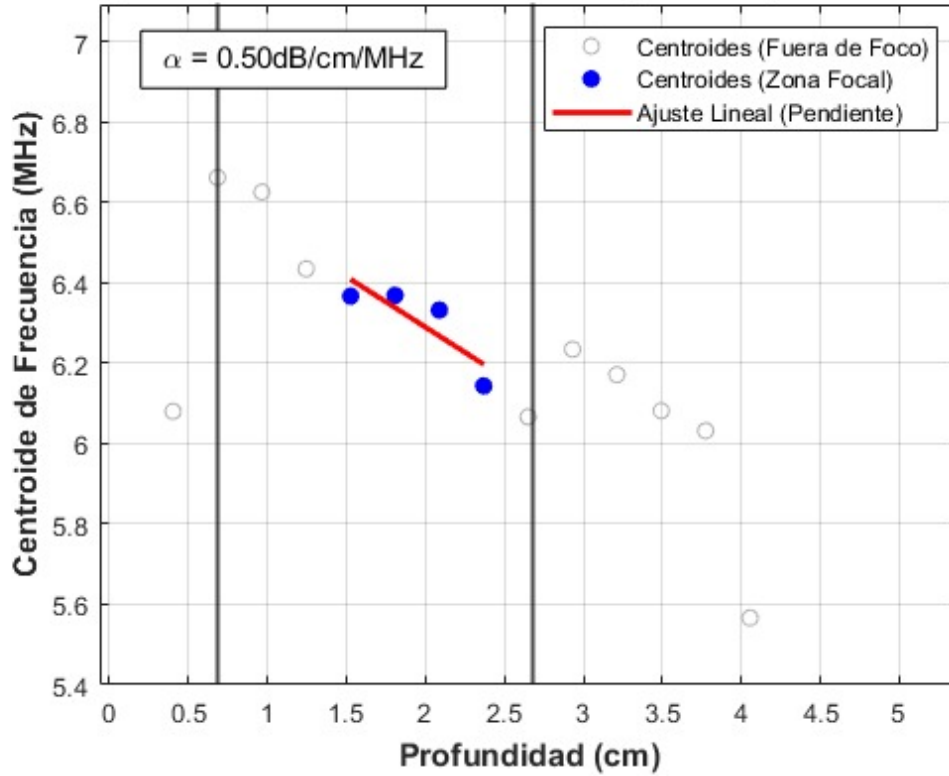


Figura 7.10: Frecuencia del centroide en función de la profundidad para el tejido hepático porcino, utilizando un foco acústico a 2 cm. Las líneas verticales continuas demarcan las fronteras físicas de la muestra, separando el hígado del fantoma de agar superior e inferior. Se resalta en azul la zona focal óptima aislada para la regresión lineal.

La variación observada entre las mediciones a 15 mm y 20 mm no representan directamente un cambio en las propiedades del material a diferentes profundidades, sino una respuesta del método CDS ante alteraciones de la difracción y del haz ultrasónico, reafirmando que la extracción válida de la atenuación exige localizar y restringir el análisis la zona focal adecuada.

### 7.2.3. Resultados Músculo Humano In-vivo

Al aplicar el método CDS a un tejido muscular humano in-vivo se debe de considerar la naturaleza biomecánica de la muestra. Esta se encuentra compuesto por las fibras musculares, que inducen una alta fricción viscosa y un aumento en el scattering. La compleja arquitectura

induce interferencias al interactuar con tejidos fibrosos e irregulares, por lo que la sección óptima se encuentra limitada.

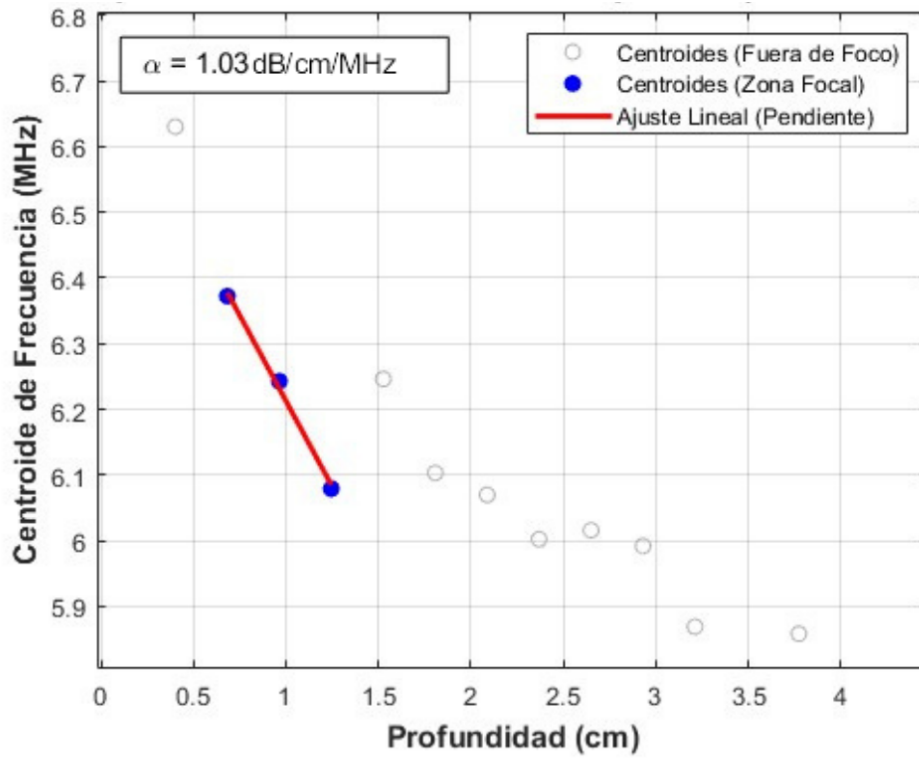


Figura 7.11: Frecuencia del centroide en función de la profundidad del tejido muscular humano in-vivo, con un foco de emisión ajustado a 1 cm.

La Figura 7.11 presenta una zona focal extremadamente restringida, abarcando desde 0.7 cm hasta 1.3 cm de profundidad. Dentro de esta sección, se detecta un descenso abrupto y acelerado de la frecuencia central, entregando un coeficiente de atenuación  $\alpha = 1,03 \text{ dB/cm/MHz}$ . Este valor se encuentra dentro del rango  $0,95 - 1,1 \text{ dB/cm/MHz}$  [2] esperado para la atenuación del tejido muscular.

Sin embargo, en la gráfica 7.11 se evidencia que el ajuste lineal se realizó utilizando únicamente tres centroides ( $N = 3$ ), planteando una limitación del método CDS. De acuerdo con las derivaciones analíticas de la varianza, la incertidumbre del estimador de coeficiente de atenuación es inversamente proporcional a la cantidad de puntos de regresión, por lo que operar un conjunto de datos tan reducidos genera una inestabilidad. No es posible contrarrestar este efecto al estar trabajando en un entorno in-vivo heterogéneo, como se observa en la Figura 7.12, la muestra presenta capas y tejidos que elevan la difracción y reflexión de la onda que afectan la medición.

La integración de estos fenómenos físicos demuestra que, si bien el método CDS logra capturar

la alta atenuación característica del tejido muscular en la estricta zona focal, la heterogeneidad anatómica in-vivo y la alta atenuación limitan drásticamente la extensión espacial útil del análisis.

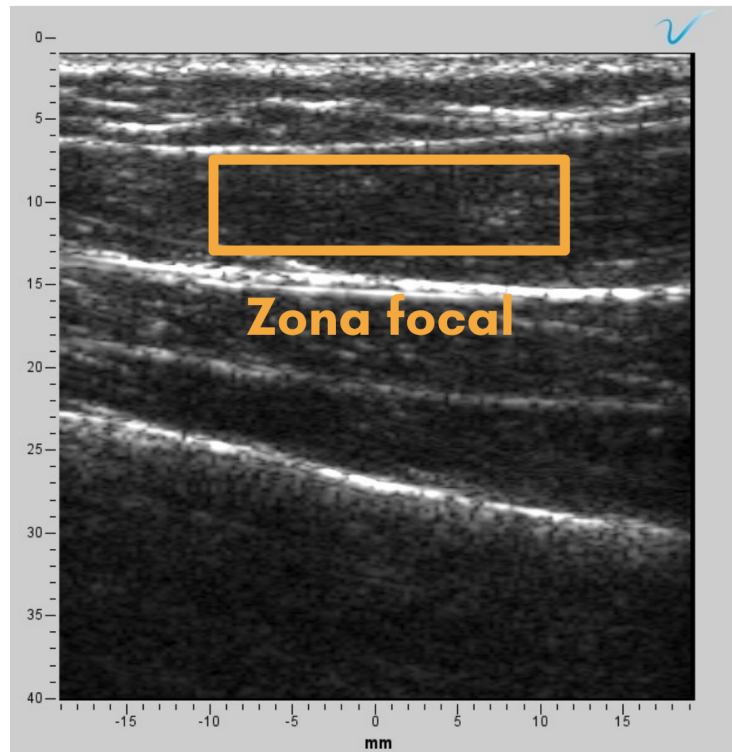


Figura 7.12: Imagen ecográfica en Modo B del tejido muscular in-vivo evaluado. La marcada heterogeneidad anatómica genera continuos saltos de impedancia acústica.

# Capítulo 8

## Conclusiones

El desarrollo y validación experimental del método de elastografía ultrasónica de ondas transversales para la medición de la atenuación, denominado AMUSE por sus siglas en inglés, ha demostrado ser una herramienta robusta en la estimación de la atenuación por absorción en un medio viscoelástico, pero que requiere un riguroso control de las condiciones físicas de propagación.

El método AMUSE se basa en el desplazamiento de una onda transversal monocromática unidimensional. Sin embargo, los resultados experimentales iniciales obtenidos en el recipiente de ancho de 5.3 cm revelaron una interferencia en las mediciones de radiofrecuencia (RF), generada por la superposición de ondas.

Para solucionar esta limitación, se modificó el diseño experimental ampliando el recipiente e implementando una frontera libre, separando el extremo del fantoma de la pared posterior. Esta frontera permitió que el medio oscilara sin restricciones, pero se continúan presenciando desviaciones originadas por el desprendimiento del fantoma respecto a las paredes laterales del recipiente tras aplicar vibraciones sucesivas durante la medición.

Como se evidenció en la experimentación, el método presenta una sensibilidad a las condiciones de contorno y a las reflexiones de la onda. Adicionalmente, posee una vulnerabilidad geométrica al asumir que el seguimiento del desplazamiento ocurre en el plano bidimensional de adquisición, por lo que cualquier propagación de la onda de corte fuera del plano de seguimiento introduce errores en la estimación del desplazamiento.

A pesar de sus limitaciones y restricciones instrumentales, presenta una ventaja al no depender de los modelos reológicos, abordando el problema desde una perspectiva estrictamente cinemática, sin asumir una dependencia entre la elasticidad y la viscosidad del medio.

La cuantificación precisa de la atenuación realizada con el método AMUSE demuestra que

posee un futuro prometedor en el diagnóstico cuantitativo, caracterizando órganos sanos y órganos patológicos. Las investigaciones clínicas in-vivo han validado el uso de esta técnica para evaluar los signos de rechazo en trasplantes hepáticos. Es importante destacar que estas mediciones fueron realizadas por una excitación proveniente de una fuerza de radiación acústica focalizada, en vez de una propagación de ondas planas.

El método del Desplazamiento del Centroide Espectral (CDS, por sus siglas en inglés) ha cuantificado correctamente la pérdida de energía viscoelástica, entregando una atenuación compuesta por la absorción y geométrica.

Una de las principales ventajas de este método es su estabilidad respecto a variaciones, no abruptas, en la retrodispersión del medio. Esto permitió realizar estimaciones tanto en fantomas viscoelásticos, como en el tejido hepático porcino ex-vivo y el músculo humano in-vivo.

Los resultados experimentales revelan restricciones metodológicas relacionadas a la difracción y a la arquitectura del tejido. La difracción induce sobrestimaciones o subestimaciones de la atenuación fuera de la zona focal, en consecuencia el cálculo de la regresión lineal se restringe a la zona focal. Adicionalmente, los resultados in-vivo sobre el tejido muscular evidenciaron que la alta atenuación y la fuerte impedancia acústica provocaron una estrecha zona focal.

El método CDS posee un futuro clínico dentro del ultrasonido cuantitativo. Investigaciones utilizaron este método en conjunto con RPM (Método de Diferencia Espectral, por sus siglas en inglés) para reducir los efectos dependientes del sistema, obteniendo coeficientes de atenuación más estables. A pesar de ello, el método CDS presenta una restricción en la aplicabilidad universal al asumir una dependencia lineal entre la atenuación y la frecuencia, esta condición no es una constante biológica para todos los tejidos por lo que solamente es posible utilizarlo en tejidos que exhiben un exponente cercano a la unidad como el hígado, riñón y testículos.

Aunque los métodos AMUSE y CDS cuantifican la atenuación en los medios viscoelásticos, sus resultados numéricos finales representan variables físicas distintas, por lo que no son directamente comparables. El método AMUSE captura el comportamiento disipativo generado por la fricción viscosa, describiendo una atenuación por absorción. En contraste, el método CDS depende de la dispersión provocada por las microestructuras del tejido, registrando la atenuación por absorción y la atenuación geométrica.

Estudios han demostrado que para una misma muestra biológica, el coeficiente de atenuación medido puede variar hasta en un factor de tres dependiendo exclusivamente del método instrumental [4]. En consecuencia, los resultados de este trabajo reafirman el postulado de que no es correcto asignar un único valor universal de atenuación a un tejido en particular sin detallar la técnica de

medición. El coeficiente de atenuación debe interpretarse como un valor relativo, ligado al régimen ondulatorio y a la arquitectura metodológica.

A modo de síntesis, la Tabla 8.1 presenta una comparación estructurada de los fundamentos ondulatorios, las limitaciones acústicas y los beneficios metodológicos que distinguen a los métodos AMUSE y CDS evaluados en este trabajo.

|                                | <b>Método AMUSE</b>                                                                        | <b>Método CDS</b>                                                                                                                    |
|--------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Principio Físico</b>        | Transformada de Fourier 2D del desplazamiento del tejido.                                  | Desplazamiento del centroide espectral hacia bajas frecuencias por la profundidad.                                                   |
| <b>Limitaciones del Modelo</b> | Sensibilidad experimental a las condiciones de contorno y reflexiones de la onda mecánica. | Inestabilidad generada por la difracción.                                                                                            |
| <b>Beneficios del Modelo</b>   | Independencia de modelos reológicos.                                                       | Estabilidad respecto a las variaciones en la retrodispersión.                                                                        |
| <b>Aplicaciones Clínicas</b>   | Estudios in-vivo en pacientes receptores de trasplantes hepáticos.                         | Aplicación clínica posible en conjunto con RPM en tejidos que cumplan con la dependencia lineal entre la atenuación y la frecuencia. |
| <b>Atenuación</b>              | Atenuación por absorción                                                                   | Atenuación por absorción y atenuación geométrica.                                                                                    |

Cuadro 8.1: Comparación de los fundamentos físicos y metodológicos entre las técnicas AMUSE y CDS.



# Capítulo 9

## Trabajo a Futuro

El desarrollo experimental y validación de las técnicas de estimación de atenuación presentadas establecen una base para la caracterización de medios viscoelásticos. Sin embargo, la traslación de estos modelos desde entornos controlados hacia aplicaciones clínicas in-vivo exigen optimizar y mejorar las herramientas instrumentales utilizadas.

El método AMUSE empleado requería la inducción de ondas de corte mediante un agitador mecánico externo acoplado a la superficie del medio, generando una onda plana. Aunque esta configuración permite obtener el coeficiente de atenuación, la viabilidad clínica se encuentra drásticamente limitado. Es por ello que el trabajo a futuro debe centrarse en sustituir la excitación externa de ondas planas por ondas de corte generadas por la Fuerza de Radiación Acústica (ARF, por sus siglas en inglés), en donde las ondas transmitidas son ondas cilíndricas y son producidas por el mismo transductor.

Los resultados obtenidos mediante el método CDS demostraron inestabilidad ante los efectos de difracción. Para disminuir esta limitación, las investigaciones futuras deben incorporar el Método del Fantoma de Referencia (RPM, por sus siglas en inglés) que compensan la difracción y los efectos dependientes de la instrumentación. Este enfoque híbrido expande la región de interés (ROI) válida más allá del estricto punto focal geométrico.

Al aplicar ARF y estabilizar la estimación espectral, es posible implementar los métodos AMUSE y CDS con mayor precisión y estabilidad en el cálculo del coeficiente de atenuación.



# Bibliografía

- [1] Thomas L. Szabo. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Amsterdam: Elsevier Academic Press, 2004. ISBN: 0-12-680145-2.
- [2] Ivan Nenadic et al., eds. *Ultrasound Elastography for Biomedical Applications and Medicine*. 1.<sup>a</sup> ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons Ltd, 2019. ISBN: 9781119021513.
- [3] D. R. Dance et al., eds. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. ISBN: 978-92-0-131010-1.
- [4] S. A. Goss, L. A. Frizzell y F. Dunn. “Ultrasonic Absorption and Attenuation in Mammalian Tissues”. En: *Ultrasound in Medicine & Biology* 5.2 (1979), págs. 181-186. ISSN: 0301-5629. DOI: [10.1016/0301-5629\(79\)90086-3](https://doi.org/10.1016/0301-5629(79)90086-3).
- [5] Thomas L. Szabo y Peter Kaczkowski. *Essentials of Ultrasound Imaging*. London: Academic Press, 2024. ISBN: 978-0-323-95371-9.
- [6] Carlos Pineda V. et al. “Principios Físicos Básicos del Ultrasonido”. En: *Revista Chilena de Reumatología* 25.2 (2009), págs. 60-66.
- [7] Gabriel Vásquez Viveros. “Estimación de Movimiento y Deformación en Tejidos Blandos con Ultrasonido”. Profesor guía: Dr. Ing. Joaquín Mura Mardones; Profesor correferente: Dr. Ing. Hernán Mella Lobos. Memoria para optar al título de Ingeniero Civil Mecánico. Valparaíso, Chile: Universidad Técnica Federico Santa María, mar. de 2023.
- [8] Noémi Renaudin et al. “Functional Ultrasound Localization Microscopy Reveals Brain-Wide Neurovascular Activity on a Microscopic Scale”. En: *Nature Methods* 19.8 (2022), págs. 1004-1012. DOI: [10.1038/s41592-022-01549-5](https://doi.org/10.1038/s41592-022-01549-5).
- [9] Igor Z. Nenadic et al. “Attenuation measuring ultrasound shearwave elastography and in vivo application in post-transplant liver patients”. En: *Physics in Medicine & Biology* 62.2 (2017), págs. 484-500. DOI: [10.1088/1361-6560/aa4f6f](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa4f6f).

- [10] Kayvan Samimi y Tomy Varghese. “Performance Evaluation of the Spectral Centroid Downshift Method for Attenuation Estimation”. En: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 62.5 (mayo de 2015), págs. 871-880. DOI: [10.1109/TUFFC.2014.006945](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.006945).
- [11] Timothy A. Bigelow y William D. O’Brien Jr. “Scatterer size estimation in pulse-echo ultrasound using focused sources: Calibration measurements and phantom experiments”. En: *The Journal of the Acoustical Society of America* 116.1 (2004), págs. 594-602.
- [12] M. Palić et al. “A Biochemical and Histological Assessment of Postmortem Changes to the Eyes of Domestic Pigs: A Preliminary Study”. En: *Animals* 14.8 (2024), págs. 1190. DOI: [10.3390/ani14081190](https://doi.org/10.3390/ani14081190).
- [13] Man M. Nguyen et al. “Development of Oil-in-Gelatin Phantoms for Viscoelasticity Measurement in Ultrasound Shear Wave Elastography”. En: *Ultrasound in Medicine & Biology* 40.1 (2014), págs. 168-176. DOI: [10.1016/j.ultrasmedbio.2013.08.020](https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.08.020).
- [14] Takuma Oguri et al. “Estimation of Scatterer Size and Acoustic Concentration in Sound Field Produced by Linear Phased Array Transducer”. En: *Japanese Journal of Applied Physics* 54 (2015), 07HF14. DOI: [10.7567/JJAP.54.07HF14](https://doi.org/10.7567/JJAP.54.07HF14).
- [15] Jia Wei Li et al. “Gelatin-Agar Lumbosacral Spine Phantom: A Simple Model for Learning the Basic Skills Required to Perform Real-time Sonographically Guided Central Neuraxial Blocks”. En: *Journal of Ultrasound in Medicine* 30.2 (2011), págs. 263-272. DOI: [10.7863/jum.2011.30.2.263](https://doi.org/10.7863/jum.2011.30.2.263).
- [16] Cédric Schmitt, Anis Hadj Henni y Guy Cloutier. “Characterization of Time-Varying Mechanical Viscoelastic Parameters of Mimicking Deep Vein Thrombi with 2D Dynamic Elastography”. En: *2007 IEEE Ultrasonics Symposium*. IEEE, 2007, págs. 1009-1012. DOI: [10.1109/ULTSYM.2007.254](https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2007.254).

# Índice de figuras

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |    |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.1. | Constante de absorción en función de la profundidad en escala lineal, escala dB, y escala Np. De Szabo, T. L. (2014) In Diagnostic ultrasound imaging: Inside out. . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 11 |
| 3.2. | Vista superior de un campo difractado por una abertura lineal. De Szabo y Slobodnik (1973). . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 12 |
| 4.1. | Distribución espacial de la intensidad acústica de un haz ultrasónico focalizado irradiando en un medio absorbente. El recuadro blanco delimita la zona focal. De Szabo y Kaczkowski (2024) Essentials of Ultrasound Imaging. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 17 |
| 6.1. | Configuración instrumental empleada para la adquisición de datos. Se identifican los siguientes elementos: (1) el recipiente contiene la muestra viscoelástica en estudio; (2) el transductor ultrasónico fijado verticalmente y posicionado sobre el medio de propagación; y (3) el motor mecánico encargado de inducir las perturbaciones transversales para las mediciones del método AMUSE. . . . .                                                                                                                                                         | 28 |
| 6.2. | Configuración instrumental empleada para las mediciones mediante el método CDS. En el montaje se identifican los siguientes elementos: (1) el recipiente contiene la muestra viscoelástica en estudio; y (2) el transductor ultrasónico fijado verticalmente y posicionado sobre el medio. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                              | 29 |
| 7.1. | Distribución de la energía acústica en el espacio recíproco evaluada a una frecuencia de excitación de 350 Hz. (a) Perfil espectral a lo largo del número de onda ( $k_x$ ) fuertemente distorsionado por lóbulos secundarios, originados por reflexiones especulares en el recipiente original estrecho (5.3 cm). (b) Perfil espectral en el recipiente ampliado (19 cm); aunque se mitiga la difracción lateral, la adherencia a la pared posterior impone una condición de desplazamiento nulo que induce interferencias oscilatorias en el cálculo. . . . . | 35 |
| 7.2. | (a) Mapa espaciotemporal filtrado del campo de desplazamientos inducido por una onda transversal plana a 200 Hz. (b) Representación bidimensional en el espacio-k, con el pico de energía centrado a 200 Hz. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 36 |

|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |    |
|-------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 7.3.  | Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 200 Hz en el fantoma con frontera libre.                                                                                                                                                                          | 37 |
| 7.4.  | Atenuación de las ondas de cortes en función de la frecuencia de excitación mecánica en el fantoma gelatina-grafito. . . . .                                                                                                                                                                                                                            | 38 |
| 7.5.  | (a) Mapa espaciotemporal filtrado del campo de desplazamientos inducido por una onda transversal plana a 250 Hz. (b) Representación bidimensional en el espacio-k, con el pico de energía centrado a 250 Hz. . . . .                                                                                                                                    | 39 |
| 7.6.  | Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 250 Hz en el tejido hepático porcino ex-vivo . . . . .                                                                                                                                                            | 40 |
| 7.7.  | Atenuación de las ondas de cortes en función de la frecuencia de excitación mecánica en el tejido hepático porcino ex-vivo. . . . .                                                                                                                                                                                                                     | 40 |
| 7.8.  | Frecuencia del centroide en función de la profundidad de penetración en el fantoma gelatina-grafito. Se delimita la zona focal con azul, para un foco de 3 cm . . . . .                                                                                                                                                                                 | 42 |
| 7.9.  | Frecuencia del centroide en función de la profundidad para el tejido hepático porcino, utilizando un foco acústico a 1.5 cm. Las líneas verticales continuas demarcan las fronteras físicas de la muestra, separando el hígado del fantoma de agar superior e inferior. Se resalta en azul la zona focal óptima aislada para la regresión lineal. . . . | 43 |
| 7.10. | Frecuencia del centroide en función de la profundidad para el tejido hepático porcino, utilizando un foco acústico a 2 cm. Las líneas verticales continuas demarcan las fronteras físicas de la muestra, separando el hígado del fantoma de agar superior e inferior. Se resalta en azul la zona focal óptima aislada para la regresión lineal. . . .   | 44 |
| 7.11. | Frecuencia del centroide en función de la profundidad del tejido muscular humano in-vivo, con un foco de emisión ajustado a 1 cm. . . . .                                                                                                                                                                                                               | 45 |
| 7.12. | Imagen ecográfica en Modo B del tejido muscular in-vivo evaluado. La marcada heterogeneidad anatómica genera continuos saltos de impedancia acústica. . . . .                                                                                                                                                                                           | 46 |
| A.1.  | Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 300 Hz en el fantoma con frontera libre.                                                                                                                                                                          | 59 |

# Índice de cuadros

|                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 8.1. Comparación de los fundamentos físicos y metodológicos entre las técnicas AMUSE<br>y CDS. . . . . | 49 |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|



# Apéndice A

## Grafica AMUSE

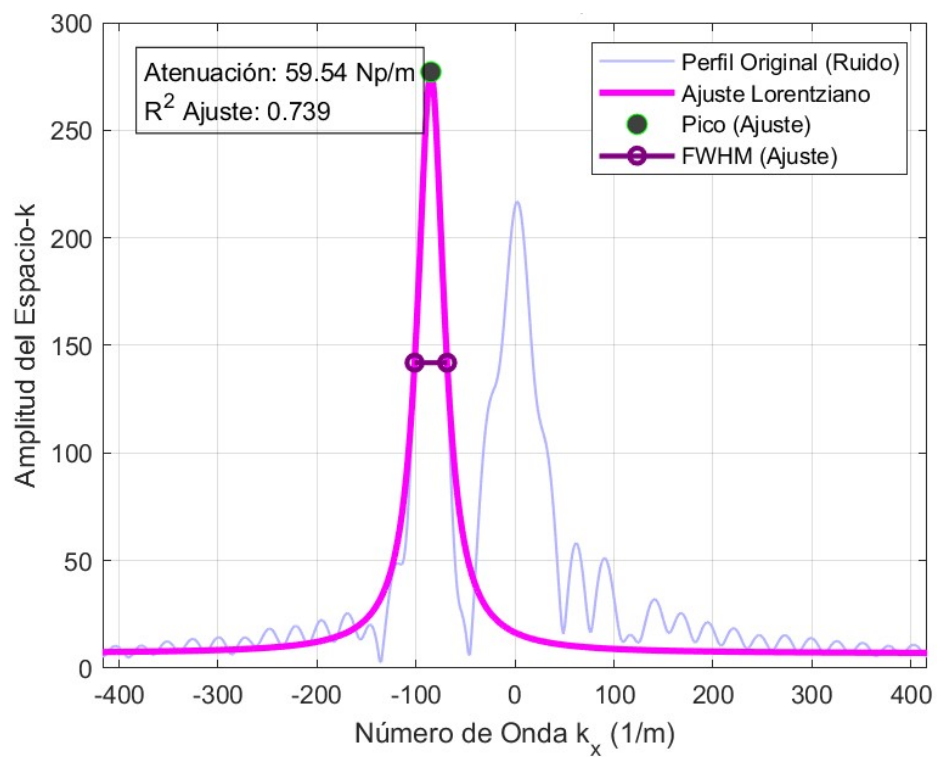


Figura A.1: Ajuste Lorentziano de la intensidad espectral a lo largo del eje del número de onda ( $k_x$ ) para una excitación mecánica externa de 300 Hz en el fantoma con frontera libre.



# Apéndice B

## Preparación Fantoma

### B.1. Preparación Fantoma Agar

Para la preparación del fantoma se utilizó como referencia la investigación de Wei Li [15] y Schmitt [16].

La mezcla se prepara disolviendo 4 g de gelatina y 3 g de agar, cada uno en 100 g de agua. Las soluciones se elaboran en vasos de precipitado por separado, monitoreando sus temperaturas de manera constante. La gelatina se disuelve en un rango de 50 °C a 60 °C, mientras que el agar se disuelve a 93 °C. Para combinar ambas soluciones, se debe esperar que el agar alcance una temperatura inferior a 50 °C; si ambas soluciones presentan la misma temperatura, la mezcla resultante será más homogénea. Una vez integradas, se agregan 5 g de celulosa microcristalina, la cual debe mantenerse en agitación constante para prevenir la sedimentación gravitacional de las partículas. Cuando la temperatura de la mezcla desciende a 37 °C, se vierte en el recipiente y se refrigera a 6 °C.